

## **Snímač katetrizačního tlaku - laboratorní úloha**

Catheter Pressure Sensor - Laboratory Task

**Wilibald Antonín Freml**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

Ostrava, 2021

## Abstrakt

Hlavním cílem této bakalářské práce je seznámení se s principy měření krevního tlaku a vytvoření funkční náhrady komerčně prodáváného senzoru. V práci jsou rozebrány jednotlivé metody měření invazivního i neinvazivního krevního tlaku. Historii měření krevního tlaku, jeho hodnoty a jejich význam. Byly zjištěny parametry senzoru a byla provedena citlivostní analýza pro výběr produktu. Na základě průzkumu byl vybrán Transpack IV. Byl uzpůsoben k připojení k zařízení PowerLab 15T a otestován. Pro nový senzor Transpack IV byla vytvořena edukativní laboratorní úloha pro porovnání se stávajícím senzorem MLT1100/D v prostředí LabChart.

Nový senzor Transpack IV byl ve srovnání se stávajícím senzorem MLT1100/D byl shodný v parametrech, v citlivosti ale reagoval o 0.01s později, při prudké změně tlaku.

## Klíčová slova

měření krevního tlaku, senzor tlaku, invazivní krevní tlak, neinvazivní krevní tlak, ADI PowerLab, LabChart

## Abstract

The main aim of this bachelor thesis is to get acquainted with the principles of measuring blood pressure and creating a functional replacement for a commercially sold sensor. This bachelor thesis discusses the various methods of measuring invasive and non-invasive blood pressure. History of blood pressure measurement, its values and their significance. The sensor parameters were determined and a sensitivity analysis was performed to select the product. Based on the survey, Transpack IV was selected. It has been adapted to connect to the PowerLab 15T, after that tested. An educational laboratory task was created for the new Transpack IV sensor for comparison with the existing MLT1100 / D sensor in the LabChart area. Compared to the existing MLT1100 / D sensor, the new Transpack IV sensor was identical in parameters, but reacted in sensitivity 0.01s later, with a sharp change in pressure.

## Key words

blood pressure measurement, pressure sensor, invasive blood pressure measurement, non-invasive blood pressure measurement, ADI PowerLab, LabChart

## Poděkování

Rád bych poděkoval prof. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za vstřícné a odborné vedení bakalářské práce. Za veškeré rady, podněty a věnovaný čas při konzultacích. Dále bych rád poděkoval i mé rodině a přátelům za veškerou podporu při psaní bakalářské práce.

# Obsah

Seznam použitých symbolů .....	7
Seznam použitých zkratk .....	8
Seznam ilustrací a tabulek .....	9
1 Úvod .....	11
2 Seznámení se s principy měření krevního tlaku .....	12
2.1 Historie krevního tlaku .....	12
2.2 Krevní tlak a jeho význam .....	13
2.3 Střední arteriální tlak .....	14
2.4 Jednotka krevního tlaku .....	15
2.5 Proudění krve .....	15
2.6 Hodnoty krevního tlaku .....	17
2.7 Metody měření krevního tlaku .....	18
2.7.1 Neinvazivní metoda měření krevního tlaku .....	18
2.7.2 Holter .....	21
2.7.3 Ultrazvuková Dopplerova metoda .....	22
2.7.4 Fotopletysmografická metoda .....	23
2.7.5 Metoda impedanční reografie .....	23
2.7.6 Invazivní měření krevního tlaku .....	24
2.7.7 Swan – Ganzův katetr .....	24
2.7.8 Pigtail katetr .....	25
2.7.9 Katetr vyplněný kapalinou .....	26
2.7.10 Katetr se snímačem na špičce .....	27
3 Seznámení se s principem činnosti senzoru ADI - Reusable BP Transducers .....	29
3.1 PowerLab .....	29
3.2 Reusable BP Transducers .....	30
4 Návrh a realizace senzoru pro měření tlaku katetrem .....	32
5 Realizace laboratorní úlohy pro konstrukci a měření na senzoru a porovnání vlastností s komerčním produktem .....	39
5.1 Cíl úlohy .....	39
5.2 Zadání .....	39
5.3 Předpokládané znalosti .....	39
5.4 Použité vybavení .....	39
5.5 Teoretický rozbor .....	40
5.6 Pracovní postup .....	47
5.7 Kontrolní otázky .....	57

6	Závěr.....	59
7	Zdroje .....	61
8	Seznam příloh.....	62
	Seznam použitých součástí .....	63

## Seznam použitých symbolů

Zkratka	jednotka	význam symbolu
	mmHg	Krevní tlak
U	V	Napětí
R	$\Omega$	Odpor
t	°C	Teplota
f	Hz	Frekvence
m	g	Hmotnost
I	A	Proud
—		

## Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
ADI	ADInstruments
BP	blood preassuure
DBP	diastolic blood preassure - diastolický krevní tlak
SBP	systolic blood preassure - střední arteriální tlak
MAP	mean arterial preassure - střední arteriální tlak
PPM	pulse preassure mean - pulsový tlak
GND	ground - signálová zem
DC	direct current - stejnosměrné napětí
DIN8	Deutsches Institut für Normung - Německý ústav pro normy
Re	Reynoldsovo číslo
EKG	elektrokardiografie



## Seznam ilustrací a tabulek

Obrázek 1. Tlakoměr Étiennea Julese Mareyo [1] .....	12
Obrázek 2. Výkres tlakoměru Samuela Siegfrieda Karl Rittera von Basche[1] .....	13
Obrázek 3. Závislost krevního tlaku.[2] .....	14
Obrázek 4. Průběh tlaku krve[2] .....	14
Obrázek 5. Proudění v cévách[2] .....	16
Obrázek 6. Tonometr Gima[7] .....	19
Obrázek 7. Algoritmus oscilometrické metody [8] .....	20
Obrázek 8. Měření tonometrem Omron M4-1 [vlastní obrázek] .....	20
Obrázek 9. EKG měření pomocí holteru [10] .....	21
Obrázek 10. Princip monitorování pomocí ultrazvukové metody. [4] .....	22
Obrázek 11. Schéma měřicího řetězce impedanční reografie [6] .....	23
Obrázek 12. Pravostranná srdeční katetrizace[13] .....	24
Obrázek 13. Pigtail katetr[14] .....	26
Obrázek 14. Extravaskulární snímač krevního tlaku.[4] .....	27
Obrázek 15. Popis zařízení PowerLab 15T [15] .....	30
Obrázek 16. Popis pinů konektoru[15] .....	30
Obrázek 17. Snímač MLT0380. [16] .....	31
Obrázek 18. Snímač MPX53DP[17] .....	32
Obrázek 19. Snímač MPXV5050DP[18] .....	32
Obrázek 20. Snímač BP0001 a BP0002[19] .....	33
Obrázek 21. Snímač MPXV2050GP[20] .....	33
Obrázek 22. Snímač MPX53GP[21] .....	34
Obrázek 23. Snímač MSS100[22] .....	34
Obrázek 24. Snímače APT300[23] .....	35
Obrázek 25. Snímač Transpac IV [vlastní obrázek] .....	35
Obrázek 26. Zapojení pinu DIN 8 konektoru [vlastní obrázek] .....	37
Obrázek 27. Měření tonometrem Omron M4-1 [vlastní obrázek] .....	42
Obrázek 28. Princip monitorování pomocí ultrazvukové metody. [4] .....	43
Obrázek 29. Pravostranná srdeční katetrizace[13] .....	45
Obrázek 30. Extravaskulární snímač krevního tlaku.[4] .....	46
Obrázek 31. Schéma měřicího řetězce [vlastní obrázek] .....	47
Obrázek 32. Nastavení přepočtu jednotek [vlastní obrázek] .....	47
Obrázek 33. Nastavení zobrazených grafů na 2 [vlastní obrázek] .....	48
Obrázek 34. Ověření těsnosti soustavy [vlastní obrázek] .....	48
Obrázek 35. První úloha – Leak test 50mmHg[vlastní obrázek] .....	49
Obrázek 36. První úloha – Leak test 300mmHg [vlastní obrázek] .....	49
Obrázek 37. Druhá úloha – static preassure [vlastní obrázek] .....	50
Obrázek 38. Čtvrtá úloha – Auto sequence[vlastní obrázek] .....	52
Obrázek 39. Test těsnosti [vlastní obrázek] .....	53
Obrázek 40. Leak test 50mmHg [vlastní obrázek] .....	54
Obrázek 41. Leak test 300mmHg [vlastní obrázek] .....	54
Obrázek 42. Druhá úloha – static preassure [vlastní obrázek] .....	55
Obrázek 43. Třetí úloha - Relief Valve test [vlastní obrázek] .....	55
Obrázek 44. Čtvrtá úloha – Auto sequence[vlastní obrázek] .....	56
Obrázek 45. Boxplot pro jednotlivé úlohy [vlastní obrázek] .....	56

Tabulka 1. Specifikace zařízení PowerLab 15T. [15] .....	29
Tabulka 2. Specifikace snímače MLT0380.[16] .....	31
Tabulka 3 Specifikace snímače MLT1100/D .....	31
Tabulka 4. Specifikace snímače MPX53DP .....	32
Tabulka 5. Specifikace snímače MPXV5050DP .....	32
Tabulka 6. Specifikace snímače BP0001 a BP0002 .....	33
Tabulka 7. Specifikace snímače MPXV2050GP .....	33
Tabulka 8. Specifikace snímače MPX53GP .....	34
Tabulka 9. Specifikace snímače MSS100 .....	34
Tabulka 10. Specifikace snímače APT300 .....	35
Tabulka 11. Specifikace snímače Transpac IV[24] .....	35
Tabulka 12. Srovnání vlastností snímačů .....	36
Tabulka 13. Citlivostní tabulka vlastností snímače .....	37
<i>Tabulka 14. Zadané a naměřené výsledky .....</i>	<i>50</i>
<i>Tabulka 15. Porovnání originálního a náhradního senzoru .....</i>	<i>53</i>
Tabulka 16. Použité součástky .....	63
 Graf 1. Kategorie krevního tlaku (vlastní graf – hodnoty zaznamenaných onemocnění) .....	17
Graf 2. Kategorie krevního tlaku (vlastní graf – hodnoty zaznamenaných onemocnění) .....	40

# 1 Úvod

Krevní tlak patří mezi základní zaznamenávané veličiny, které lze změřit v domácím prostředí nebo odborným personálem. Krevní tlak vzniká činností srdce. Cyklicky se opakuje stav stahu a uvolnění. Srdce rozhání krev s živinami a kyslíkem po těle. Vlivem působení krve na stěnu tepen vzniká tlak, který se zaznamenává. Hodnota krevního tlaku se v průběhu dne mění a nejnižší je v průběhu spánku. Měření by mělo probíhat ve stejný čas aby nebyly údaje zkreslené. Měření slouží pro indikaci kardiovaskulárních onemocnění. Vysoký krevní tlak může být způsoben pružností tepen nebo ukládáním tuků v tepně nebo samotnou činností srdce. Méně nebezpečný je nízký krevní tlak, který může způsobit mžitky před očima nebo motání hlavy. Metody, kterými lze změřit krevní tlak lze rozdělit na invazivní a neinvazivní měření krevního tlaku. Pro měření invazivní metodou se využívá katetrů, které jsou zavedeny do těla pacienta. Neinvazivní metodu lze provést kdekoliv. Jedná se například o oscilometrickou metodu nebo auskultační metodu.

Pro náhradu originálního snímače MLT1100/D je třeba zjistit jeho parametry a podle nich nalézt vhodnou náhradu. Výběr byl proveden v závislosti na měřícím rozsahu, citlivosti, napájecímu napětí a s ohledem na možné použití medií.

Po nalezení náhradního snímače byla vytvořena laboratorní úloha, pro možnost porovnání výsledků. Zařízení je k počítači připojeno přes PowerLab 15T a data graficky znázorněna v programu LabChart. Pro měření a zhodnocení senzorů je vytvořena laboratorní úloha.. Po vyzkoušení měřícího řetězce a potřebného nastavení zobrazení grafu, přepočtu jednotek bylo možné začít měřit. Laboratorní úloha byla rozdělena do 6 částí. Během úloh bylo možné znovu ověření těsnosti soustavy, rychlost reakce obou senzorů a přesnost. Měření probíhalo na obou senzorech zároveň pomocí vzájemného propojení.

## 2 Seznámení se s principy měření krevního tlaku

Krevní tlak patří mezi základní a důležité veličiny, který vyjadřuje stav kardiovaskulárního systému. Krevní tlak se v průběhu dne mění. Ovlivňují ho podmínky ze vnějšího i vnitřního prostředí. Dále také stres, pohlaví, tělesná konstituce, věk a choroby. Krevní tlak se mění v závislosti na měřeném místě. Hodnotu krevního tlaku lze získat invazivní nebo neinvazivní metodou. Při invazivní metodě se zavádí katetr přímo do tepny a lze měřit tlaky i v jednotlivých částech srdce. U neinvazivní metody se nejčastěji využívá tonometr s manžetou.

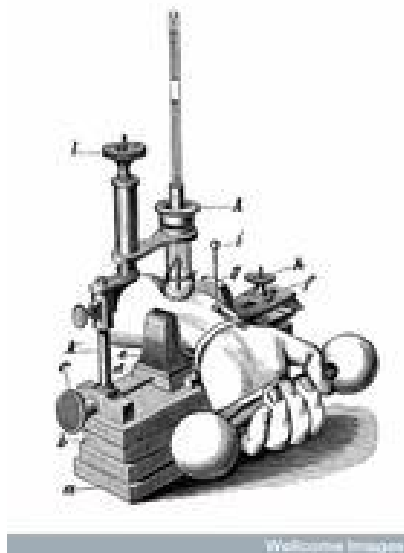
### 2.1 Historie krevního tlaku

První zmínka o krevním tlaku byla zmíněna díky objevení krevního oběhu Wiliamem Harveyem v roce 1628. Popsal srdce jako pumpu. Stephen Hales v roce 1727 jako jeden z prvních kdo změřil krevní tlak, který byl změřen na 14leté klisně pomocí invazivní metody. Kanylu umístil do artérie nohy a ve skleněné trubici měřil výšku, které krev dosáhla. Karl von Vierordt přišel na to, že tlak v tepně lze měřit pomocí závaží, které na tepnu vytváří tlak dokud se průtok krve nezastaví. Tento model v roce 1860 vylepšil Étienne Jules Marey. Jako protizávaží použil nádobu naplněnou vodou ve které bylo možné měnit tlak a pomocí manometru zaznamenal krevní tlak.



*Obrázek 1. Tlakoměr Étienne Julese Mareyo [1]*

Rakouský lékař Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch v roce 1881 vynalezl první moderní tlakoměr. Tlakoměr se skládal z vaku naplněného vodou, který obklopoval gumovou baňku, která byla připojena ke sloupci rtuti. Zařízení bylo umístěno na tepnu v horní části paže a do vaku byla čerpána voda dokud se pulzace nezastavila. Na rtuťovém sloupci byla zaznamenána hodnota systolického tlaku.



*Obrázek 2. Výkres tlakoměru Samuela Siegfrieda Karl Rittera von Basche[1]*

V roce 1896 toto zařízení zlepšil a zjednodušil Scipione Riva – Rocci. Jeho úprava zjednodušila i použití. Vytvořil manžetu, která se neroztahovala a obepínala celou ruku. Na manžetu byl připojený balónek pro dofukování a také rtuťový manometr.

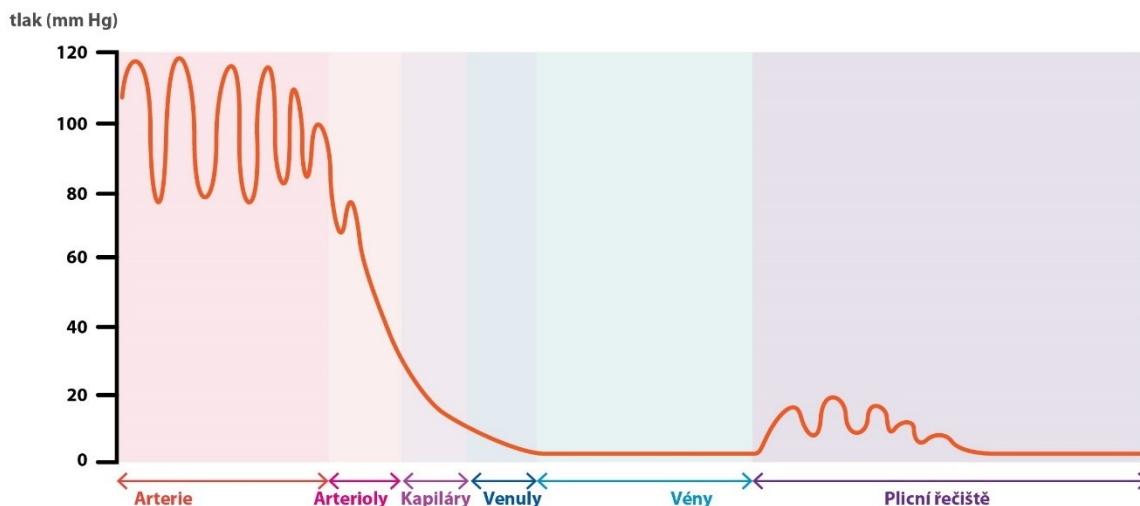
Teprve v roce 1905 objevil ruský chirurg Nikolaj Korotkov, že touto metodou lze měřit systolický ale i diastolický tlak. Toto zjištění provedl na základě turbulentního proudění, kdy laminární proudění nejde slyšet, ale při průchodu staženou tepnou vznikne turbulentní proudění, které je slyšitelné. Tyto zvuky nebo šelesti se nazývají Korotkovy zvuky. Této auskultační metody se využívá dodnes.

S pokrokem technologie lze měřit krevní tlak/puls pomocí digitální metody. Metoda využívá zdroje světla a piezoelektrického jevu. Při průchodu světla tkání je jeho míra závislá na tlaku krve. Při změnu tlaku vznikají oscilace, které se měří. Z těchto oscilací je vypočítaný systolický a diastolický tlak. Tato metoda ale není tak přesná.[1, 2]

## 2.2 Krevní tlak a jeho význam

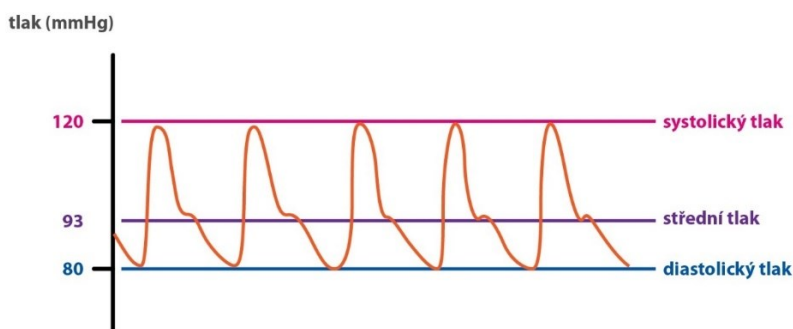
Zaznamenávání krevního tlaku a pulsu patří mezi základní vyšetřovací metody, která se v dnešní době hojně využívá. Lékaři dají základní údaje o funkčnosti krevního oběhu. Podle vyšetření krevního tlaku se na jeho základě indikují léčebná opatření, která upraví velikost krevního tlaku.

Jedná se o tlak, kterým působí krev na stěny cévy. Tento tlak vytváří srdce, která funguje jako pumpa a rozhání krev po celém těle. Krev rozvádí živiny a kyslík po celém organismu. Krevní tlak je v různých částech těla odlišný. Rozdílnost tlaků je způsobena rozlišnou stavbou krevního řečiště a zároveň vzdáleností od srdce. Krevní tlak není konstantní hodnota, ale mění se podle stahu a uvolnění srdce ale také jej ovlivňuje místo měření.



Obrázek 3. Závislost krevního tlaku.[2]

Nejvyšší tlak naměříme při stahu srdce, kdy levá komora překoná tlak krve ve velkých arteriích. Otevře se aortální chlopeň, tlak v aortě začne stoupat na maximum a dochází k diastole. Při uvolnění srdce se zavře aortální chlopeň, tlak postupně klesá na své minimum a dochází k systole. Během diastoly se srdce naplní krví, která je při dalším cyklu vtlačena do krevního řečiště. Krevní tlak se během činnosti srdce pohybuje právě mezi systolickým a diastolickým tlakem. Toto rozmezí se nazývá tlaková amplituda nebo pulsový tlak. Důležitý parametr, který slouží j posouzení prokrvení je střední tlak.[2]



Obrázek 4. Průběh tlaku krve[2]

## 2.3 Střední arteriální tlak

Střední tlak neboli centrální žilní tlak je důležitý pro diagnostiku a řízení léčby. Střední tlak je brán jako průměrná hodnota systolického a diastolického tlaku. Hodnotu nelze vypočítat jako aritmetický průměr, jelikož délka diastoly je dvakrát delší než trvání systoly. [3]

Střední arteriální tlak vypočítáme ze vztahu:

$$MAP = \frac{SBP - DBP}{3} + DBP \text{ [mmHg]}$$

Nebo

$$MAP = \frac{PPM}{3} + DBP \text{ [mmHg]}$$

Tlaková amplituda se pak spočítá jako rozdíl systolického a diastolického tlaku.

$$PPM = SBP - DBP \text{ [mmHg]}$$

Vysvětlení zkratk:

MAP – Mean arterial pressure (střední arteriální tlak)

PPM – Pulse pressure mean (pulsový tlak)

DBP – Diastolic blood pressure (diastolický tlak)

SBP – Systolic blood pressure (systolický tlak) [3]

## 2.4 Jednotka krevního tlaku

Nejdříve se využívala jednotka cmH<sub>2</sub>O (centry sloupce vody). Tato jednotka byla nevyhovující z důvodu nízké hustoty. Rtuť vystoupala v tlakoměru do menší výšky, než původní náplň voda. Díky této vlastnosti mohl být tlakoměr menší. S postupnými změnami měřící techniky se přešlo na jednotku mmHg (milimetry sloupce rtuti) nebo na jednotku Torr. Byla snaha zavést jednotku Pa (pascal) nebo kPa ale odborná literatura i odborníci byli zvyklí na mmHg.[1]

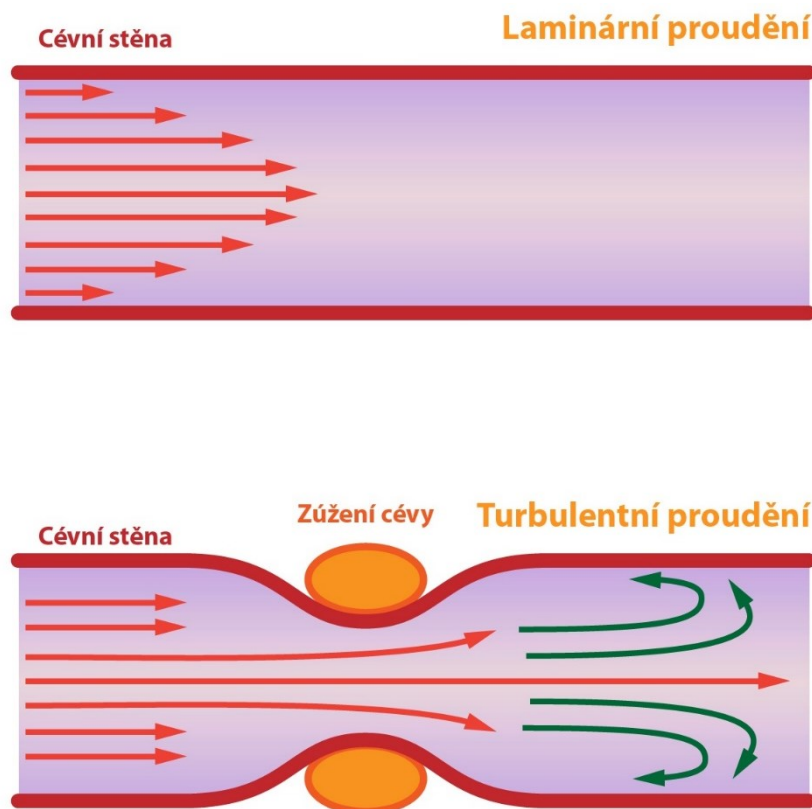
Pro převody jednotek platí:

$$1 \text{ Torr} = 1 \text{ mmHg} \approx 133,32 \text{ Pa}[3]$$

## 2.5 Proudění krve

Na proudění v cévě můžeme nahlížet kvantitativně nebo kvalitativně. Kvantitativní pohled nám určuje množství (objem) krve, které proteče cévou za minutu. Kvalitativní hledisko charakterizuje, jakým způsobem se krev v cévě chová. Krev může nabývat dvojího typu proudění. Laminární nebo turbulentní proudění.

Proudění v cévě má tzv. parabolický profil rychlostí. Krev, která je v centru proudu se pohybuje rychleji než molekuly, které jsou v kontaktu se stěnou. Toto zpomalení je způsobeno vlivem tření se stěnou. Tyto zpomalené molekuly zpomalují sousední molekuly.



Obrázek 5. Proudění v cévách[2]

Laminární proudění je proudění, u kterého jsou proudnice přímočaré a nekříží se. Krev proudí ve vrstvách a vzájemně se nepromíchává. Rychlost proudění je malá a stoupá od kraje ke středu. Přechod z laminárního proudění na turbulentní je závislé na rychlosti, viskozitě, hustotě krve a pružnosti cév. Laminární proudění je možné při nižší rychlosti.

Turbulentní proudění nastává, pokud s rychlost krevního toku dostatečně zvýší nebo pokud se céva zúží. Také při větvení cévy, překážce či nerovnosti cévy. Vlastností turbulentního proudění se využívá při měření krevního tlaku auskultační metodou. Nelze určit přesný moment, kdy vznikne turbulentní proudění. Pravděpodobnost vzniku turbulentního proudění vyjadřuje Reynoldsovo číslo.[2]

$$Re = \frac{v * d * \rho}{\eta}$$

Vysvětlení zkratk:

Re – Reynoldsovo číslo

d – průřez cévy



$v$  – rychlost toku krve

$\rho$  (ró) – hustota krve

$\eta$  (éta) – viskozita krve

Reynoldsovo číslo pak může nabývat hodnot:

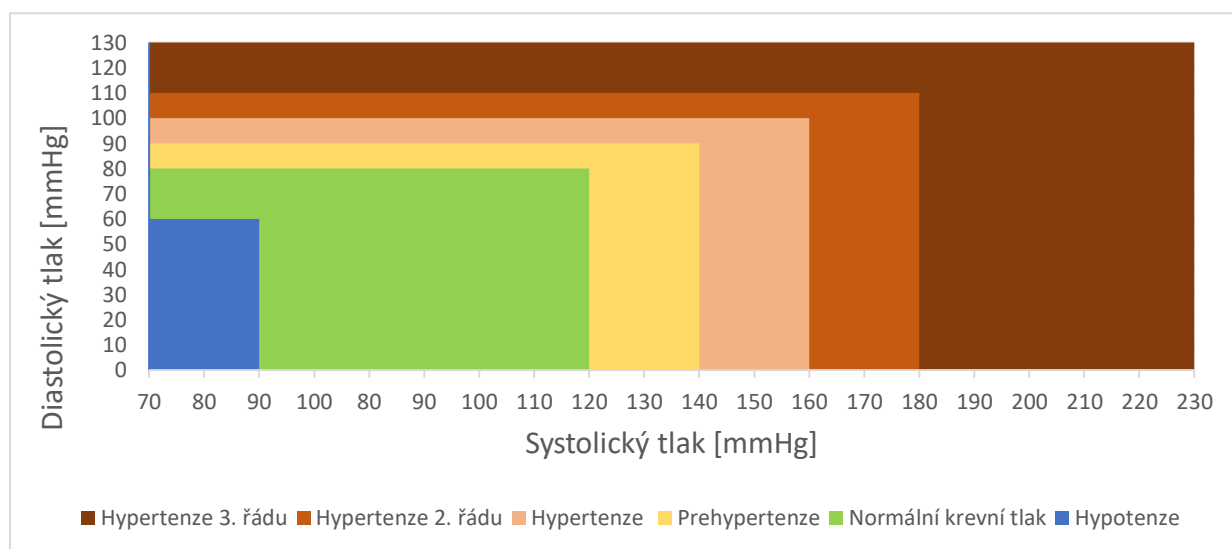
$Re < 200$  turbulentní proudění se nevyskytuje

$200 < Re < 2000$  Turbulentní proudění se nejspíše vyskytuje na nerovných částech daného úseku

$Re > 2000$  turbulentní proudění se vyskytuje i na rovných částech [2, 3]

## 2.6 Hodnoty krevního tlaku

Hodnoty krevního tlaku udávají 2 čísla ve zlomku např. 120/80 mmHg (diastolický/systolický krevní tlak).



Graf 1. Kategorie krevního tlaku (vlastní graf – hodnoty zaznamenaných onemocnění)

V grafu je znázorněno, při jakých hodnotách systolického a diastolického tlaku mohou nastat kardiovaskulární onemocnění. Jak je patrné z grafu normální krevní tlak je 60 – 80/ 90 – 120 mmHg a např. hypertenze 3. řádu je 11 – 130/ 180 – 230 mmHg. [3, 4]

## 2.7 Metody měření krevního tlaku

Metody měření krevního tlaku se dělí na dva základní druhy. Invazivní a neinvazivní měření krevního tlaku. Invazivní měření může provádět pouze lékař a tento typ měření není přístupný pro laickou veřejnost. Invazivní metoda je vhodná pro dlouhodobá měření nebo měření na jinak nedostupných místech. Neinvazivní měření krevního tlaku je vhodné pro každého. Je často využíváno u obvodních lékařů, ale není problém si jej změřit i v domácím prostředí.

### 2.7.1 Neinvazivní metoda měření krevního tlaku

Neinvazivní měření probíhá vně těla pacienta. Pro provedení měření není potřeba odbornost a může jej provést kdokoli. Je nenáročné na vybavení. Měření bývá rychlé a poměrně přesné. Lze se s ním setkat při každé prohlídce u praktického lékaře jako jedno ze základních vyšetření.

#### 2.7.1.1 Auskultační metoda

Neboli korotkova metoda je nepřímá metoda měření krevního tlaku. Metoda je založena na principu zastavení průtoku arteria radialis. Po nasazení gumové manžety do poloviny paže se nafoukne na dostatečný tlak, aby se zastavilo proudění krve. Konec fonendoskopu položíme do kubitální jamky pod manžetu. Pomalu upouštíme tlak pomocí nafukovacího vaku. Při upouštění sledujeme tonometr a posloucháme Korotkovy ozvy. Korotkovy ozvy jsou šelesty, které vznikají díky turbulentnímu proudění, které vznikne při pomalém povolování manžety. První ozva se ozve při vyrovnání tlaku arteria radialis a v manžetě, kdy tlak v manžetě je o něco menší. Krev začne protékat a ozve se první korotkova odezva. První korotkova odezva vyznačuje systolický tlak. Při první ozvě uslyšíme jasný tón a začne být hmatatelný puls. Následující 3 ozvy mají různou hlasitost, kdy je 3. ozva nejhlasitější. Ozvy postupně zeslabují. 5. ozva znázorňuje diastolický tlak. Při této poslední ozvě vymizí slyšitelný šelest a proudění v arteria radialis se obnoví laminární proudění. Během měření je využita první a poslední odezva. V některých případech např. u těhotných žen, dětí do 13 let a osob s hyperkinetickou cirkulací se diastolický tlak zaznamenává u 4. odezvy. [5, 6]

Tento způsob měření je hojně využíván lékaři a zdravotním personálem. Poslední dobou někteří lékaři přecházejí na alternativní způsob měření.

Výhody tohoto způsobu jsou, že se jedná o neinvazivní způsob měření, výsledek měření ji ihned k dispozici. Měření může odborná i laická veřejnost.

Nevýhodou tohoto měření je potřebný cvik a přesnost měření je závislá na osobě, která ji provádí. Nelze ji použít ve všech případech. Výsledek může ovlivnit hluk v místnosti. Dříve se jako náplň

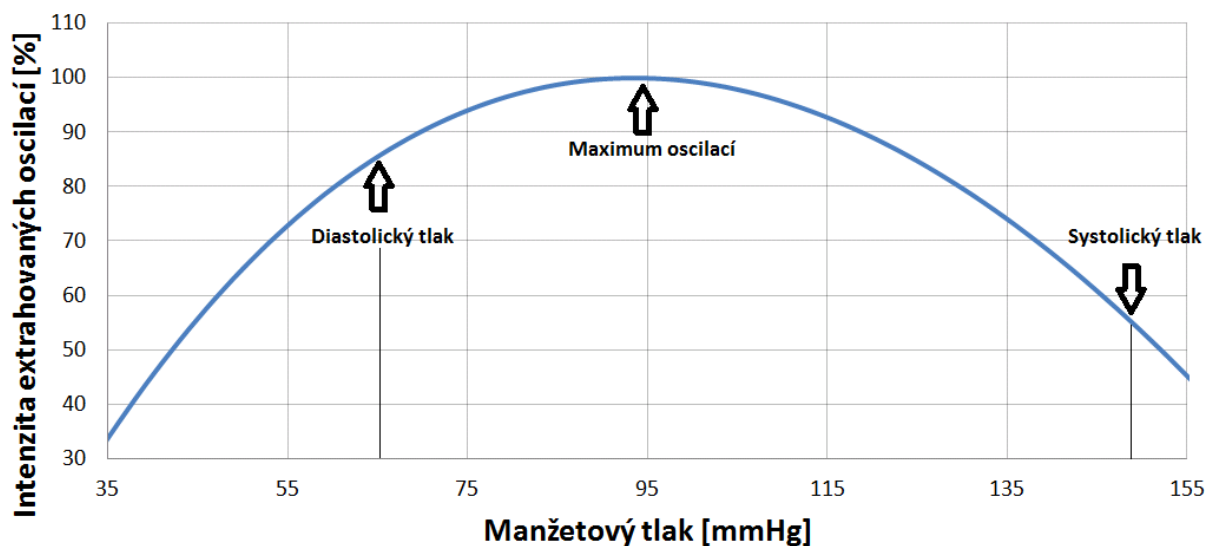
využívala rtuť, která je nebezpečná a bylo nutné přejít na alternativní náplň nebo nejčastěji na elektronické tonometry, které jsou napájeny tužkovými baterkami a dělením stupnice po 2mmHg.[7]



*Obrázek 6. Tonometr Gima[7]*

### 2.7.1.2 Oscilometrická metoda

Jedná se o metodu, která spočívá v zachycení změn v tepnách při proudění krve. Tato metoda neměří systolický a diastolický tlak, ale střední hodnotu arteriálního tlaku. Je založena na měření amplitudy změn tlaku v natlakované manžetě. Vlivem omezeného průtoku krve osciluje tepna a synchronně s ní osciluje i manžetový tlak, který je monitorován tlakovým senzorem. Oscilace jsou detekovány mikročipem tlakoměru. Měření oscilometrickou metodou někdy selhává, protože lidé mají různě položené cévy. Různý podíl tuku a svalové tkáně nebo jinou sílu signálu pulsu. Tyto faktory mají vliv na algoritmy všech přístrojů, někdy není možné provést správnou analýzu tepové frekvence. Každý výrobce používá svůj algoritmus, který závisí na rychlosti vypouštění manžety a samotné manžetě. Tato metoda je velmi jednoduchá, takže je vhodná i pro domácí využití, kde je nejpoužívanější metodou měření krevního tlaku. Není vhodná pro osoby trpící arytmiemi, pokud jsou v šoku obézní pacienti. Používá se při ambulantním monitorování krevního tlaku pomocí holteru.



Obrázek 7. Algoritmus oscilometrické metody [8]

Měření může probíhat v pohodlí domova. Měřený subjekt zapne tonometr. Nasadí si manžetu na paži do úrovně srdce. Na tonometru stiskne tlačítko pro zahájení měření. Po stisku se začne nafukovat manžeta do tlaku většího, než je systolický tlak většinou 180 mmHg. Dojde k zaškrcení arteria radialis.



Obrázek 8. Měření tonometrem Omron M4-1 [vlastní obrázek]

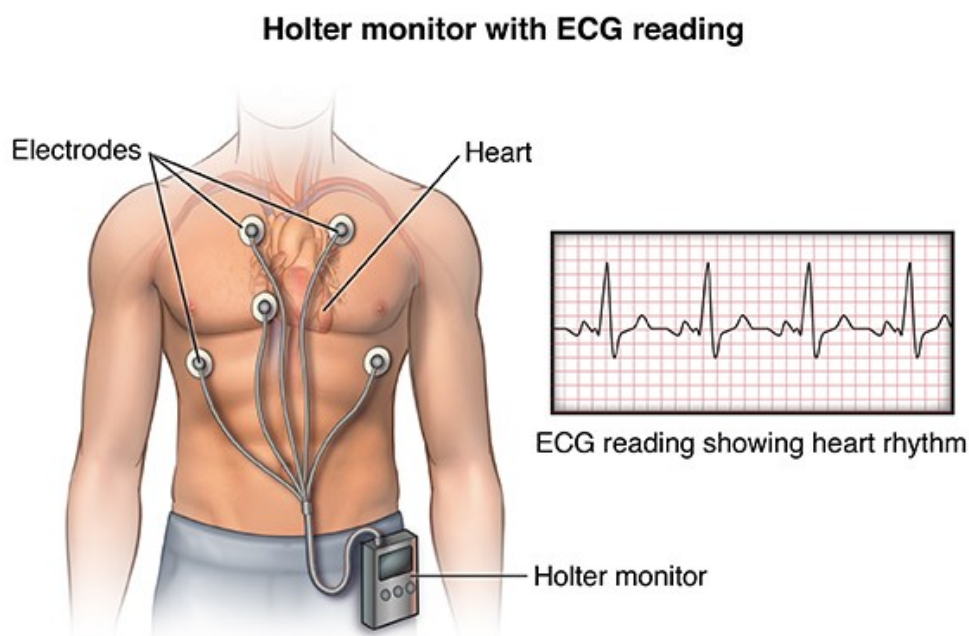
Tonometr pomocí elektromagnetického a úzkého vypouštěcímu ventilu pomalu upouští tlak z manžety. Snímač tlaku zaznamenává oscilace v manžetě. V místě největší oscilace se nachází střední arteriální tlak. Systolický a diastolický tlak je vypočítán pomocí algoritmu. Puls je spočítán pomocí pulsu za nějaký čas. Amplituda pulsů je závislá na rozdíl tlaku vně a uvnitř tepny. Amplituda pulsů je největší, pokud je tlak v manžetě roven tlaku v zaškrcené tepně.

## 2.7.2 Holter

Historie holteru sahá do roku 1947, kdy byl poprvé vyzkoušen. Přístroj sestavil americký biofyzik Normana Jefferise Holtera a po vynálezcí je pojmenován. První sestavenou verzi vyzkoušel sám během jízdy na rotopedu, ale první verze byla těžká a objemná. V dnešní době se zmenšili na malé krabičky, které může člověk mít u sebe během celého dne, bez omezení. Pouze se přístroj nemůže namočit z důvodu poškození a ztráty dat.

Existují 2 typy Holtra. Přístroj může zaznamenávat EKG, tlak anebo oba údaje současně. Tlakový holter využívá oscilometrické metody. Měření probíhá v pravidelných intervalech, výsledky jsou zaznamenány a lékařem vyhodnoceny. Pacient si během dne zaznamenává, co kdy dělal nebo jak se cítil, aby například záznam zaznamenaný u sportovní aktivity se nám hodnota krevního tlaku zvýší a lékař by nevěděl z jakého důvodu. Tlakový holtr zkoumá, zda má člověk vysoký krevní tlak a je nutná léčba nebo se při měření v ordinaci jednalo o syndrom bílého pláště a pacient byl ve stresu.

EKG holtr zaznamenává pomocí elektrod umístěných na hrudníku. Přístroj může zaznamenávat po celou dobu anebo zaznamenává pouze arytmie. Při záznamu pouze arytmií může přístroj sbírat data delší dobu. Pacient při potížích stiskne tlačítko a spustí se záznam nebo zachycení probíhá automaticky. Některé holtry jsou schopny zaznamenat až 12-ti svodové EKG.

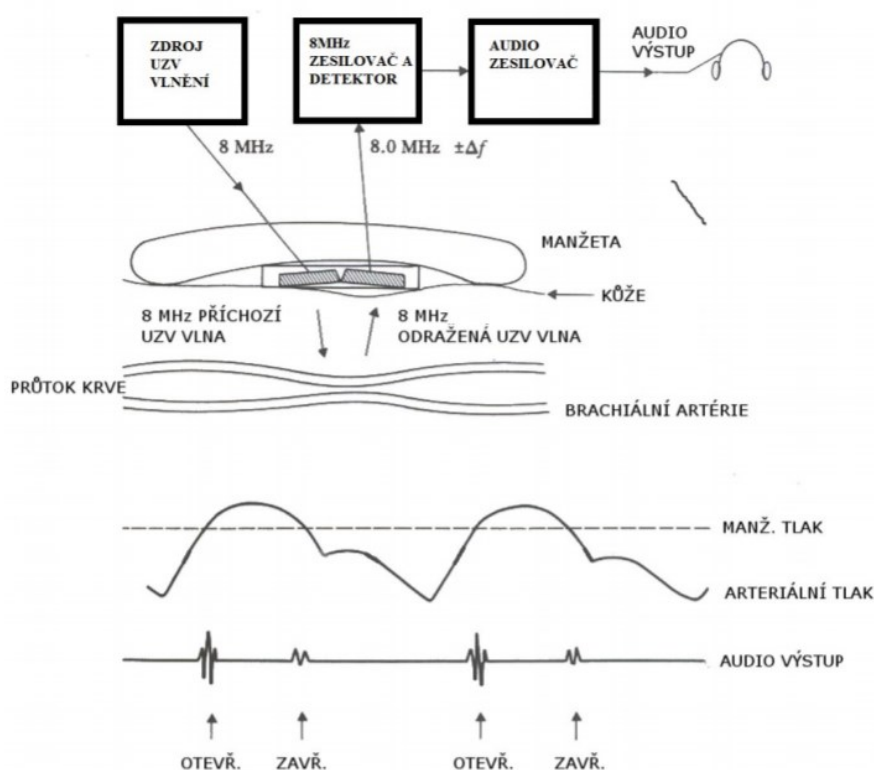


*Obrázek 9. EKG měření pomocí holteru [10]*

Při potřebě je možné využít kombinaci obou přístrojů, kdy probíhá záznam EKG a záznam krevního tlaku. Existuje i holter v kombinaci s pulzním oxymetrem, pro měření saturace krve kyslíkem.[9]

### 2.7.3 Ultrazvuková Dopplerova metoda

Tato metoda se nevyužívá v praxi. Jedná se o experimentální postup pro měření krevního tlaku. Metoda využívá Dopplerova jevu. Ultrazvukové vlny se odrazí od pohybující se cévy a proudící krve. Při odrazu se změní frekvence ultrazvuku, který se zaznamenává. Velikost změny je dána podílem rychlosti vyslané vlny a rychlosti odražené vlny.



Obrázek 10. Princip monitorování pomocí ultrazvukové metody. [4]

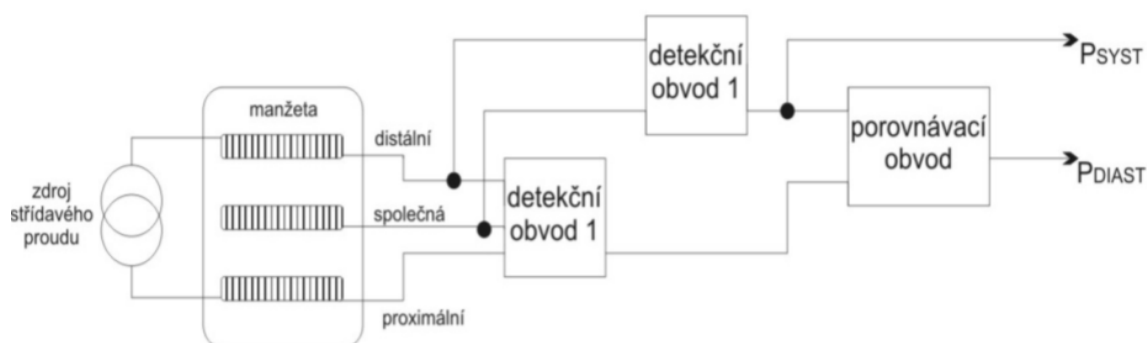
Měření probíhá s nafukovací manžetou. Manžeta se nafoukne na tlak mezi systolickým a diastolickým tlakem. Přijímač s vysílačem je umístěn pod manžetou. Pokud je tlak krve vyšší než tlak v manžetě, tak krev proudí dále a pokud je nižší, tak se céva uzavře. Otevírání a uzavírání cévy snímá ultrazvukový snímač. Pomocí zvyšování tlaku v manžetě se bude otevírání a uzavírání cévy přibližovat k sobě. Pokud otevírací a uzavírací signál splyne, tak jsme dosáhli systolického tlaku. Při snižování tlaku do času, kdy splynou oba signály. Hodnota tlaku v manžetě je rovna diastolickému tlaku. Dobré akustické vodivosti se dosahuje pomocí gelu. Výhodou jsou přesné výsledky u novorozenců a hypotenzních pacientů. [4]

## 2.7.4 Fotopletysmografická metoda

Sonda měří krevní tlak kontinuálně. Jedná se o malé zařízení, které často měří i saturaci krve kyslíkem. Senzor se nasazuje na prst. Na jedné straně je infračervená led dioda o délce 940 nm. Infračervené světlo má vysokou absorpenci oxyhemoglobinem, které obsahuje okysličená krev. I přes výhodu infračerveného záření ovlivňuje krev menšinovou část pohlceného záření. Součástí měřicího řetězce je manžeta, která dokáže během srdečního cyklu měnit tlak, aby průchod světla prstem zůstal konstantní a tepna zůstala nezatížená. Z tlaku v manžetě zjistíme střední arteriální tlak.

## 2.7.5 Metoda impedanční reografie

Využívá se zastavení průtoku krve pomocí natlakované manžety a změn impedance mezi třemi elektrodami. Po zvýšení tlaku v manžetě nad systolický se zamezí průtoku krve a tím i změn měřené impedance. Při upouštění tlaku z manžety začne proudit krev a začnou být měřitelné změny impedance.



Obrázek 11. Schéma měřicího řetězce impedanční reografie [6]

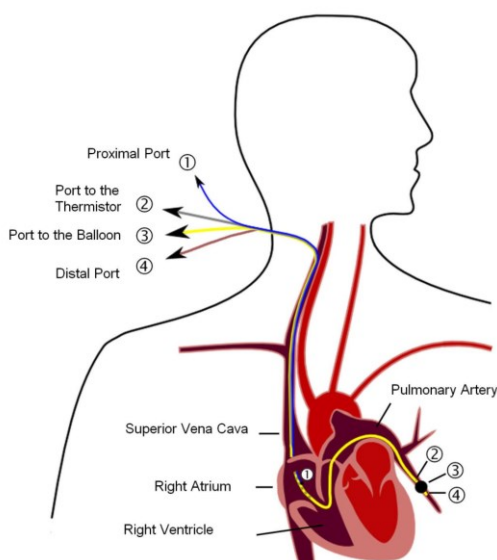
Místo začátku změn impedance je rovno diastolickému tlaku. Diastolický tlak lze určit bezpečně. U určení systolického tlaku se využívá, že při zastavení průtoku krve jsou impedanční změny minimální a tohoto lze využít i při určení diastolického tlaku. U pacientů, kteří trpí změnami kardiovaskulárního systému tuto metodu nelze použít.[6]

## 2.7.6 Invazivní měření krevního tlaku

Invazivní metoda měření krevního tlaku je krvavá metoda. Měření probíhá přímo v těle pacienta a provádí ho lékař. Invazivní měření se používá při dlouhodobém měření, během operací nebo pokud potřebujeme měřit přímo v těle pacienta např. v srdci. Měření se provádí pomocí katetru, který se zavede do těla pacienta na požadované místo. Katetr je zaveden pomocí Seldingerovy techniky, která využívá punkční jehlu a tenký drátek zakončen ve tvaru "J". Senzor může být umístěn na špičce katetru nebo mimo tělo pacienta, kdy je tlak přenášen pomocí tekutiny v katetru.

## 2.7.7 Swan – Ganzův katetr

Katetr se využívá k měření tlaku v arteria pulmonalis, arteria pulmonalis v zaklínění, k měření srdečního výdeje a nitrosrdečních tlaků. Tímto měřením můžeme získat cenné informace např. srdeční tlak v pravé komoře, tlak v plicnici, srdeční minutový objem, tlak v zaklínění, saturace smíšené žilní krve, tělesnou teplotu a také centrální žilní tlak. Měření provádíme při akutním selhání levé komory, pravé komory, šokové stavy, plicní edém, infarkt myokardu, plicní embolii. Neměl by se využívat, pokud má subjekt srdeční anomálii, kardiostimulátor, trombolytická terapie, primární plicní hypertenze. Při pravostranné srdeční katetrizaci může docházet k závažným srdečním arytmiím, poškozením srdečních chlopní, endokardu nebo plicnice.[11, 12]



Obrázek 12. Pravostranná srdeční katetrizace[13]

K zavedení se používá upravená Seldingerova technika pomocí Desilet – Hoffmana. Katetr se zavádí punkcí hrdelní nebo podklíčkové žíly a dále přes horní dutou žílu. Po zavedení katetru do duté žíly provedeme inflaci balónku pomocí CO<sub>2</sub> (množství podle doporučení výrobce). Posunujeme balónek do



pravé srdeční síně, kde se změří centrální žilní tlak (také se zde balónek nafoukne na plný objem asi 1,5 ml). Systolický a diastolický tlak se tu určuje s velkou nepřesností, kvůli zdeformované tlakové křivce. Z tohoto důvodu se zde určuje pouze rozmezí, ve kterém se centrální žilní tlak pohybuje. Obvykle nabývá hodnot 2–8 mmHg. Dále se katetr posune (je unášen) do pravé komory, kde jde vidět změna tlakových křivek (tento tlak se také zaznamenává). Katetr je posunut do plicnice, kde je změřen střední tlak. Při ucpání plicnice balónkem se zaznamenává tlak v zaklínění. Během tohoto vyšetření není nutný rentgen z důvodu velkých odlišností tlakové křivky v různých místech srdce. Měření srdečního výdeje se počítá spojením termistoru s modulem monitoru. Do proximálního lumenu katetru se injektuje určený objem indikátoru o přesné teplotě a termistor zaznamená diluční křivku a po zadání výšky a váhy pacienta se hodnota vypočítá automaticky. Katetr může být také vybaven optickým snímačem. Tento snímač nám umožňuje měřit saturaci smíšené žilní krve kyslíkem.

Využití katetru při termodiluce do pravé síně. Průměrná hodnota centrální žilní tlak je 4,5 mmHg a pohybuje se v rozmezí 0–8 mmHg. Hodnota může kolísat v závislosti na srdečním a dechovém cyklu. Hodnot centrálního žilního tlaku nám dává informaci o úrovni hydratace a velikosti žilního návratu. Centrální žilní tlak lze získat pomocí vény jugularis (hrdelní žíly). Tlak je zde snížen vlivem gravitace a je roven 0. Pacient leží s podloženou hlavou. Hodnota centrálního žilního tlaku je rovna hydrostatického tlaku krve, jehož výška je rovna vertikální vzdálenosti místa, kde ve vena jugulares kolabují od mitrálních chlopní. Tímto katetrem se také měří centrální žilní tlak. Měří se v blízkosti vstupu velkých žil. [11, 12]

## 2.7.8 Pigtail katetr

Slouží k měření tlaku v levé síni a levé komoře srdce. Je to jednodušší metoda oproti Swan – Ganzenu katetru. Katetr je na konci zahnutý a většinou má dva kanály. Jeden je určen pro vstříknutí kontrastní látky (při angiografickém vyšetření) a druhý kanál určen pro měření tlaku. Do levé komory se katetr zavádí skrze stehenní (femorální) artérii a přes aortu. Průměr se udává ve stupnici French s jednotkou F. Průměr se pohybuje od 2F (2/3 mm) do 3F (7/3 mm).

$$1F = 0.33mm$$

Jednotka French se používá pro zevní obvod cévek. Vyrábí se z teflonu a polyethylenu. Délka je minimálně 100 cm. Během užití vazodilatační nebo vazokonstrikční látky je důležitá katetrizace srdce a měření změny plicních tlaků, hodnotu systolického objemu a kontrolovat periferní tlak abychom zjistili správné množství léku. Tyto druhy léků ovlivňují hemodynamiku a minutový objem, také jsou velkým přínosem při léčbě selhání srdce u srdečního infarktu a v léčení rezistentní městnavé srdeční slabosti.[12]

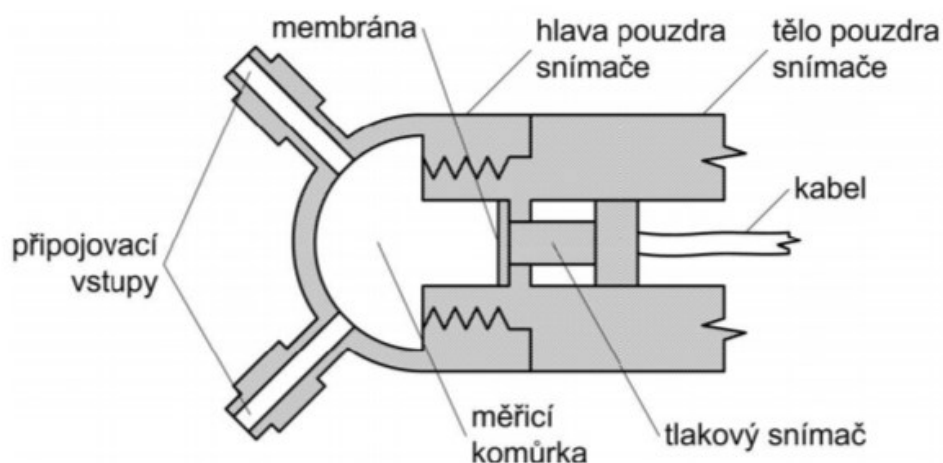


*Obrázek 13. Pigtail katetr[14]*

### 2.7.9 Katetr vyplněný kapalinou

Snímač je umístěn mimo tělo pacienta. Kapalina v katetru zajišťuje přenos tlaku mezi snímaným místem a snímačem (tlakový polovodičový elektronický – tenzometrický). Dutá trubice v katetru je zcela vyplněna nestlačitelnou kapalinou (nejčastěji fyziologický roztok). Tekutina zajišťuje přenos tlaku z místa měření ke snímači. Snímač i měřené místo by měli být ve stejné výšce, aby nedošlo k chybě způsobené hydrostatickým tlakem. Snímač s membránou je umístěn ve speciálním pouzdře s dvěma vývody. Jeden ke katetru a druhý k proplachovací kapalině. Při měření se v katetru nesmí krev srážet, proto se kontinuálně proplachuje intravenózním roztokem, který zabraňuje srážení krve v katetru. Průtok tekutiny je několik ml za hodinu díky malému průměru katetru. Do krevního oběhu se během měření nesmí dostat vzduch. Jako zásobu intravenózního roztoku lze využít infuzní vak nafouknutý balónkem, aby tekutina tekla pod tlakem. Připojení ke snímači je trojcestné, kvůli možnosti silného proplachu pouzdra snímače. Tekutina poté vyteče ven a nedostane se do katetru. Samotné zavedení katétru do tepny umožňuje nejen kontinuálně numerické a grafické znázornění arteriálního tlaku na monitoru, ale také jeho rychlou detekci poruch, odhad tepového objemu a v neposlední řadě možnost získání vzorku pro vyšetření acidobazické rovnováhy či jiných hematologických i biochemických parametrů. Katetr tvoří spolu s membránou soustavu, kde vstupní veličina je tlak, z katetru vystupuje tlak, který měří snímač a převádí ho na elektrický signál. Při měření jsou důležité vlastnosti katetru nebo celé soustav. Ovlivňuje se frekvenční charakteristika, která je závislá na délce katetru, průměru, tuhosti jeho stěn, objemových změnách v měřící komoře snímače vlivem změny tlaku a na vlastnostech použité tekutiny. Kvalitní soustava katetru se snímačem by měla zajistit nezkreslený přenos do 100 Hz. Pokud je srdce zdravé a jeho tepová frekvence je 1–2 Hz je nutné přenášet frekvenční složky do 10–20 Hz ale i pokud měříme centrální venózní tlak nebo trpí pacient arytmií, tak tohle již nestačí. Při měření mohou vzniknout nepřesnosti, pokud v katetru vznikne bublina, krevní artefakty, sraženiny v katetru,

pokud se katetr zmítá v tepně, srdeční síni nebo komoře vlivem turbulentního toku krve. Měření mohou být ovlivněny i vibracemi. [4, 12]



Obrázek 14. Extravaskulární snímač krevního tlaku.[4]

Tento senzor je možné opakovaně použít. Tělo pouzdra musí být odolné proti deformacím a poškození. Uvnitř pouzdra je uložen polovodičový snímač tlaku. Před ním se nachází měřicí komůrka, která je přikryta plastovou hlavou, která ji utěsní a jsou v ní umístěny 2 měřicí vývody. Snímače pro jedno použití jsou méně náročné a nelze je demontovat. Jednorázové snímače se používají sterilizované. Při připojení může vzniknout zemní smyčka, která by vznikla mezi pacientem a přístrojem díky vodivé kapalině v katetru. Z tohoto důvodu se využívá galvanické oddělení snímače realizované v monitoru tlaku. Konstrukce pouzdra snímače přispívá k lepší elektrické izolaci před vnějšími vlivy a rušením. Snímače, které jsou určeny k opakovanému mají mezi snímačem a měřicí komůrkou přidanou membránu. Senzor na jedno použití má většinou membránu snímače, která je pokryta tenkou vrstvou silikonové izolace.[12]

## 2.7.10 Katetr se snímačem na špičce

Senzor snímá tlak přímo v bodě měření oproti extravaskulárního senzoru, kde je tlak přenášen tekutinou. Intravaskulární snímač je zaveden do krevního řečiště na špičce katetru. Snímač je buď polovodičový nebo optický. Nejpresnější invazivní měření krevního tlaku je provedeno pomocí katetru s tenzometrickým senzorem. Měření není zpožděné a není nutné jej plnit fyziologickým roztokem. Polovodičová sonda může osahovat i více snímačů a horní kmitočet může být až 10 kHz. Využití více sond můžeme najít např. při měření rozdílů tlaků v srdci. Vodiče elektrického signálu jsou uloženy v těle katetru. Katetr s polovodičovým snímačem jsou odolnější vůči poškození a mechanicky jednodušší. I u tohoto typu senzoru je nutné galvanické oddělení výstupu snímače. Snímač na hrotu může být kapacitní nebo pomocí piezoelektrického jevu. Optický snímač je tvořen dvojicí optických vláken, které

jsou na špičce katetru zakončeny kovovou membránou. Svazek optických vláken je veden uvnitř katetru. Jedno vlákno slouží pro detekci záření a je k němu připojen detektor a druhé vlákno je využito jako zdroj světelného záření a je na něj připojen zářič. Měření funguje na principu deformace membrány. Membrána tvoří odraznou plochu, na které se světelné záření, které z jednoho vlákna vystupuje odráží a vstupuje do druhého měřícího optického vlákna a je přeneseno k detektoru. Intenzita naměřena detektorem je závislá na ohybu membrány. Ohyb membrány je závislý na tlaku, který na něj působí. Mezní frekvence optického snímače je nižší než polovodičového senzoru. Mezní kmitočet může být až 1 kHz. Optický snímač nevyžaduje galvanické oddělení, jelikož není vodivě spojen s pacientem. Délka katetru s optickými vlákny může být libovolně dlouhá. Tyto snímače mají oproti extravaskulárním snímačům malou životnost. [4, 12]

### 3 Seznámení se s principem činnosti senzoru ADI - Reusable BP Transducers

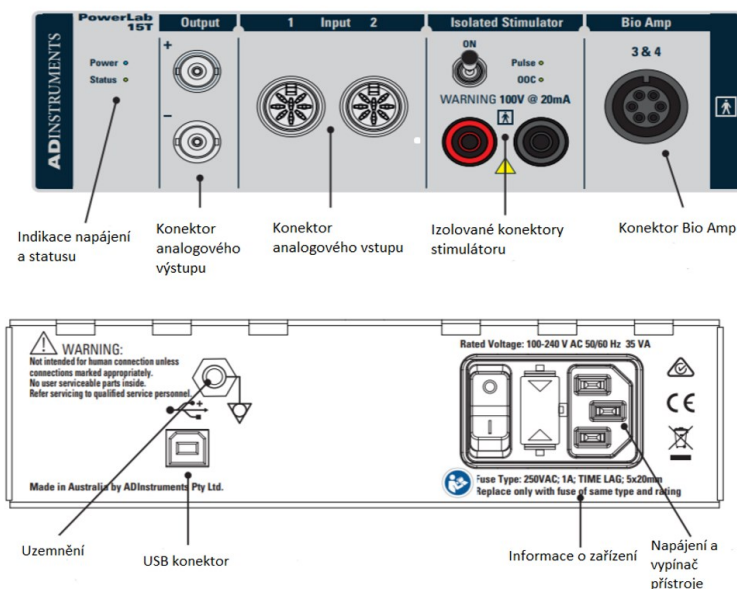
Reusable BP Transducers je invazivní snímač krevního tlaku. Jedná se o invazivní měření krevního tlaku, kdy je snímač mimo tělo pacienta. Do snímače je připojen katetr a lze jej využít opakovaně. Snímač lze připojit k PowerLabu.

#### 3.1 PowerLab

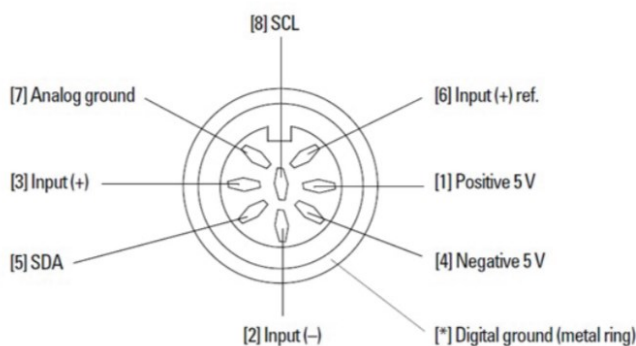
Přístroj PowerLab je určen k výuce a k výzkumu a není určen pro diagnostiku ani léčbu. Po připojení s počítačem a spuštění Labtutor lze zobrazit data z přístroje. K přístroji se připojí sonda v našem případě Reusable BP Transducers. V této úloze budeme využívat verzi PowerLab 15T.[15]

Počet analogových vstupů:	2 DIN																	
Maximální vstupní napětí:	± 15 V																	
Vstupní impedance:	1 MΩ // 150 pF																	
Poměr signálu k šumu:	> 100 dB (± 10 V rozsah)																	
Vzorkovací frekvence (maximální/minimální):	100 000 vzorků/s až 10 minut/vzorek																	
Vstupní rozsah/rozlišení:	<table><tr><td>± 10 V</td><td>313 μV</td></tr><tr><td>± 5 V</td><td>156 μV</td></tr><tr><td>± 2 V</td><td>62 μV</td></tr><tr><td>± 1 V</td><td>31 μV</td></tr><tr><td>± 500 mV</td><td>15 μV</td></tr><tr><td>± 200 mV</td><td>6 μV</td></tr><tr><td>± 50 mV</td><td>1.5 μV</td></tr><tr><td>± 20 mV</td><td>625 nV</td></tr></table>		± 10 V	313 μV	± 5 V	156 μV	± 2 V	62 μV	± 1 V	31 μV	± 500 mV	15 μV	± 200 mV	6 μV	± 50 mV	1.5 μV	± 20 mV	625 nV
± 10 V	313 μV																	
± 5 V	156 μV																	
± 2 V	62 μV																	
± 1 V	31 μV																	
± 500 mV	15 μV																	
± 200 mV	6 μV																	
± 50 mV	1.5 μV																	
± 20 mV	625 nV																	

Tabulka 1. Specifikace zařízení PowerLab 15T. [15]



Obrázek 15. Popis zařízení PowerLab 15T [15]



Obrázek 16. Popis pinů konektoru[15]

## 3.2 Reusable BP Transducers

Reusable BP Transducers je levný a lehký extravaskulární snímač krevního tlaku. Senzor je uzpůsoben pro dlouhodobé a přesné měření krevního tlaku. Měření probíhá přímo v krevním řečišti pacienta a je pomocí katetru vyplněného tekutinou přiveden do těla senzoru, kde je tlak zaznamenán. Sloupec kapaliny v katetru přenáší tlak do senzoru, kde vychýlí membránu naplněnou gelem. Gel funguje jako izolant elektronických obvodů. Po nasazení a přišroubování kopule snímače se vytlačí přebytečná kapalina. Kvůli těsnosti senzoru je potřeba kopuli řádně utáhnout. Pro usnadnění je možné na boční port kopule připojit splachovací zařízení. Po připojení všech komponentů je třeba vyčkat několik minut, než je snímač vynulován.

Snímač lze připojit k přístrojům ADInstrument Powerlab.[16]

Rozsah tlaku:	-80 až +380 mmHg
Budící napětí:	0 až 9V DC
Citlivost:	5 $\mu$ V / V / mmHg
Výstupní impedance:	3 k $\Omega$
Vstupní impedance:	300 $\Omega$
Svodový proud:	<4 $\mu$ A při 250 V AC, 60 Hz
Provozní teplota:	+10 až +60 ° C
Skladovací teplota:	-20 až +85 ° C
Délka kabelu:	2 m (6,6 ')
Rozměry:	75 x 25 mm (3,0 "x 0,98")
Hmotnost:	18 g (bez kabelu)
Konektor:	5-pin mini audio

*Tabulka 2. Specifikace snímače MLT0380.[16]*

Pro přípravu senzoru jej držte ve svislé poloze s kabelem dolů. Membránu senzoru zaplňte celou solným roztokem a ze senzoru je potřeba dostat všechny vzduch.



*Obrázek 17. Snímač MLT0380. [16]*

Jako referenční snímač byl využit z důvodu dostupnosti snímač MLT1100/D od firmy ADInstruments. Snímač je vhodné pro připojení k zařízení ADI bridge a ADI PowerLab.

Rozsah tlaku:	-50 až +300 mmHg
Budící napětí:	2 až 10V DC
Citlivost:	5 $\mu$ V / V / mmHg
Délka kabelu:	1.2 m
Konektor:	8-pin DIN

*Tabulka 3 Specifikace snímače MLT1100/D*

Po zjištění parametrů bylo možné vybírat náhradní snímač s ohledem na parametry snímače MLT1100/D od firmy ADInstruments.

## 4 Návrh a realizace senzoru pro měření tlaku katetrem

Vytvořený náhradní senzor bude převádět tlak na měřitelné elektrické napětí. Při výběru snímače je nutné brát v ohledu jeho parametry. Budu se soustředit na rozsah snímače, citlivost a napájecí napětí. Pokud to bude možné, preferovat senzor, kterým lze měřit tlak v kapalinách i plynech.

Snímač MPX53DP

Rozsah snímače	0-50kPa (0-375mmHg)
Citlivost	1,2mV/kPa (0,16mV/mmHg)
Napájecí napětí	3-6V

*Tabulka 4. Specifikace snímače MPX53DP*

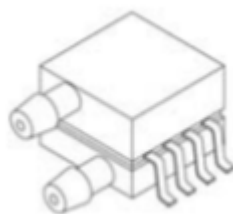


*Obrázek 18. Snímač MPX53DP[17]*

Snímač MPXV5050DP

Rozsah snímače	0-50kPa (0-375mmHg)
Citlivost	90mV/kPa (12mV/mmHg)
Napájecí napětí	4,75-5,25V

*Tabulka 5. Specifikace snímače MPXV5050DP*



*Obrázek 19. Snímač MPXV5050DP[18]*



Snímač BP0001 a BP0002

Medium	vzduch, plyn, kapalina
Rozsah snímače	-30 až 300mmHg
Citlivost	5 $\mu\text{V/V/mmHg}$
Napájecí napětí	1-10 VDC
Přesnost	1%

Tabulka 6. Specifikace snímače BP0001 a BP0002



Obrázek 20. Snímač BP0001 a BP0002[19]

Snímač MPXV2050GP

Medium	pouze vzduch
Rozsah snímače	0 - 50 kPa (0-375mmHg)
Citlivost	0.8 mV/V/kPa (0.1mV/mmHg)
Napájecí napětí	10-16 VDC

Tabulka 7. Specifikace snímače MPXV2050GP



Obrázek 21. Snímač MPXV2050GP[20]

## Snímač MPX53GP

Medium	pouze vzduch
Rozsah snímače	0-50kPa (0-375mmHg)
Citlivost	1,2mV/kPa (0,16mV/mmHg)
Napájecí napětí	3-6VDC

Tabulka 8. Specifikace snímače MPX53GP



Obrázek 22. Snímač MPX53GP[21]

## Snímač MSS100

Medium	plyny a tekutiny
Rozsah snímače	-103 - 34kPa (-772 -255mmHg)
Citlivost	Není k dispozici
Napájecí napětí	4,5-5,5VDC
Přesnost	1%

Tabulka 9. Specifikace snímače MSS100

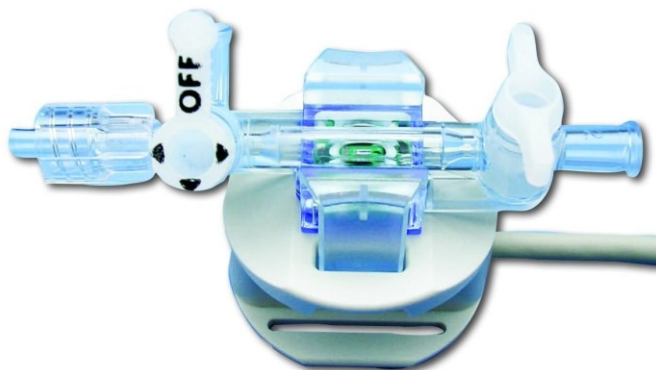


Obrázek 23. Snímač MSS100[22]

### Snímač APT300

Medium	Tekutiny a plyny
Rozsah snímače	-300 – 300 mmHg
Citlivost	5 $\mu$ V/mmHg
Napájecí napětí	2-15VDC

Tabulka 10. Specifikace snímače APT300



Obrázek 24. Snímače APT300[23]

### Snímač Transpac IV

Medium	Kapaliny a plyny
Rozsah snímače	-50 – 300 mmHg
Citlivost	5 $\mu$ V/mmHg
Napájecí napětí	6VDC

Tabulka 11. Specifikace snímače Transpac IV[24]



Obrázek 25. Snímač Transpac IV [vlastní obrázek]

Všechny získané parametry byly umístěny do tabulky pro jejich následné srovnání. Z tabulky byla vytvořena citlivostní tabulka. Snímač pro který je třeba nalézt náhradu je v horní části a je barevně vyznačen.

Snímač	Medium	Rozsah snímače	Citlivost	Napájení	Přesnost
MLT1100/D		-50 až +300 mmHg	5 $\mu\text{V} / \text{V} / \text{mmHg}$	2 až 10V DC	
Snímač MPX53DP		0-50kPa (0-375mmHg)	1,2mV/kPa (0,16mV/mmHg)	3-6V	
Snímač MPXV5050DP		0-50kPa (0-375mmHg)	90mV/kPa (12mV/mmHg)	4,75-5,25V	
Snímač BP0001 a BP0002	vzduch, plyn, kapalina	-30 - 300mmHg	5 $\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$	1-10 VDC	1%
Snímač MPXV2050GP	pouze vzduch	0-50kPa (0-375mmHg)	0.8mV/V/kPa (0.1mV/mmHg)	10-16 VDC	
Snímač MPX53GP	pouze vzduch	0-50kPa (0-375mmHg)	1,2mV/kPa (0,16mV/mmHg)	3-6VDC	
Snímač MSS100	plyny a t kapaliny	-103 - 34kPa (-772 - 255mmHg)	Není k dispozici	4,5-5,5VDC	1%
Snímač APT300	kapaliny a plyny	-300 - 300 mmHg	5 $\mu\text{V}/\text{mmHg}$	2-15VDC	
Snímač Transpac IV	Kapaliny a plyny	-50 - 300 mmHg	5 $\mu\text{V}/\text{mmHg}$	6VDC	

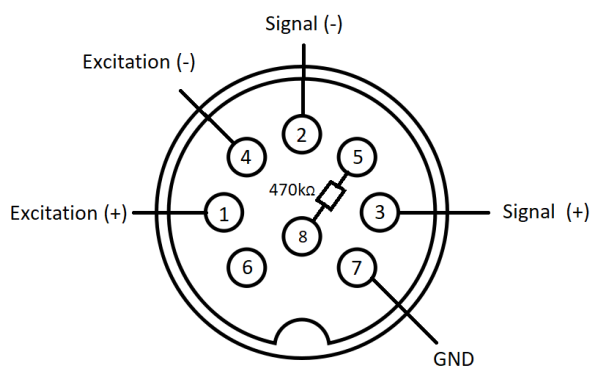
Tabulka 12. Srovnání vlastností snímačů

Při výběru byly jako hlavní parametry porovnány měřicí rozsah tlaku, citlivost a napájecí napětí. Měřicí rozsah byl hledán v rozsahu 0 až 300mmHg, kdy u snímače MSS1000 byla hodnota 0 - 255mmHg jako dostačující. Citlivost byla hledána hodnota blízká 5 $\mu\text{V}/\text{mmHg}$ . Z důvodu připojení snímače k zařízení PowerLab 15T od společnosti ADI, bylo vhodné napětí zvoleno 5V. Toto napětí je na vstupu do zařízení PowerLab 15T. Bylo přihlíženo k mediím, kde bylo hledáno možné použití vzduchu i kapaliny. Diferenciální snímače, které byly na začátku vybrány by pro dané použití neměly žádnou výhodu jelikož snímač porovnává tlak mezi dvěma vstupy. Vznikl by u nich další problém s připojením, u požadovaného snímače jsou dva vstupy kvůli proplachu, odvzdušnění měřicího okruhu nebo odběr vzorků krve.

Snímač	Medium	Rozsah snímače	Citlivost	Napájení
Snímač MLT1100/D		- 50 až +300 mmHg	5 $\mu$ V / V / mmHg	2 až 10V DC
Snímač MPX53DP		✓	✗	✓
Snímač MPXV5050DP		✓	✗	✓
Snímač BP0001 a BP0002	✓	✓	✓	✓
Snímač MPXV2050GP	✗	✓	✗	✗
Snímač MPX53GP	✗	✓	✗	✓
Snímač MSS100	✓	✓	Není k dispozici	✓
Snímač APT300	✓	✓	✓	✓
Snímač Transpac IV	✓	✓	✓	✓

Tabulka 13. Citlivostní tabulka vlastností snímače

Po výběru zbyly 3 snímače vhodné jako náhrada. Snímač BP0001 a BP0002 byl vyřazen z důvodu konstrukce a obtížnosti připojení zdroje tlaku. Snímač MSS100 nebylo možné využít z důvodu dostupnosti. Byl vybrán snímač Transpac IV. Snímač splnil všechny požadavky.



Obrázek 26. Zapojení pinu DIN 8 konektoru [vlastní obrázek]

Pro snímač bylo nutné vytvořit redukci pro připojení k PowerLabu. Byla zde využita spojka RJ45-RJ45, UTP kabelu RJ45-RJ45 a konektoru DIN8. Ke snímači nebyl k dispozici technický list a bylo nutné zjistit zapojení napájení a signálu. Jedná se o Wheastonův můstek a bylo nutné změřit odpor mezi jednotlivými konektory. Bylo potřeba změřit 6 hodnot. 4 hodnoty vyšly 1.37k $\Omega$ . Jeden vyšel 2.49k $\Omega$  a poslední 0.29 k $\Omega$ . Po zvýšení tlaku ve snímači došlo ke změně pouze odporu 0.29 k $\Omega$ . Odpor 0.29 k $\Omega$  je tedy signální a odpor 2.49 k $\Omega$  je pro napájení. Dále bylo možné napájet novou koncovku na propojovací UTP kabel společně s 470 k $\Omega$  odporem. Po sestrojení redukce bylo nutné provést test připojení a provést srovnání vlastností senzoru Transpac IV a originálního senzoru MLT1100/D.

## 5 Realizace laboratorní úlohy pro konstrukci a měření na senzoru a porovnání vlastností s komerčním produktem

Po výběru senzoru Transpack IV a úpravě pro připojení k zařízení PowerLab 15T bylo nutné provést kontrolní měření a ověřit, zda měřicí řetězec udržuje těsnost.

### 5.1 Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:

- Princip měření krevního tlaku.
- Porovnat vlastnosti 2 senzorů.

### 5.2 Zadání

1. Sestavte měřicí řetězec pro srovnání senzorů.
2. Změřte tlak pro rozdílné tlaky a tlakové postupy.
3. Analyzujte jednotlivá měření.
4. Průběhy vykreslete v matlabu, jejich rozdíl a bland Altmanův graf
5. Do tabulky doplňte průměrný rozdíl hodnot, maximální rozdíl, minimální rozdíl

### 5.3 Předpokládané znalosti

Pro tuto úlohu se vyžaduje nastudování:

- PENHAKER, M., Zdravotnické elektronické přístroje 1

### 5.4 Použité vybavení

- Měřicí zařízení PowerLab 15T
- Softwarem LabChart
- Přístroj Fluke BP Pump2
- Snímač MLT1100/D
- Snímač Transpac IV
- 1ks propojovací hadička od vzduchovadla
- 1ks zátky

- 1ks propojka
- 1ks propojovací hadička mezi snímači

## 5.5 Teoretický rozbor

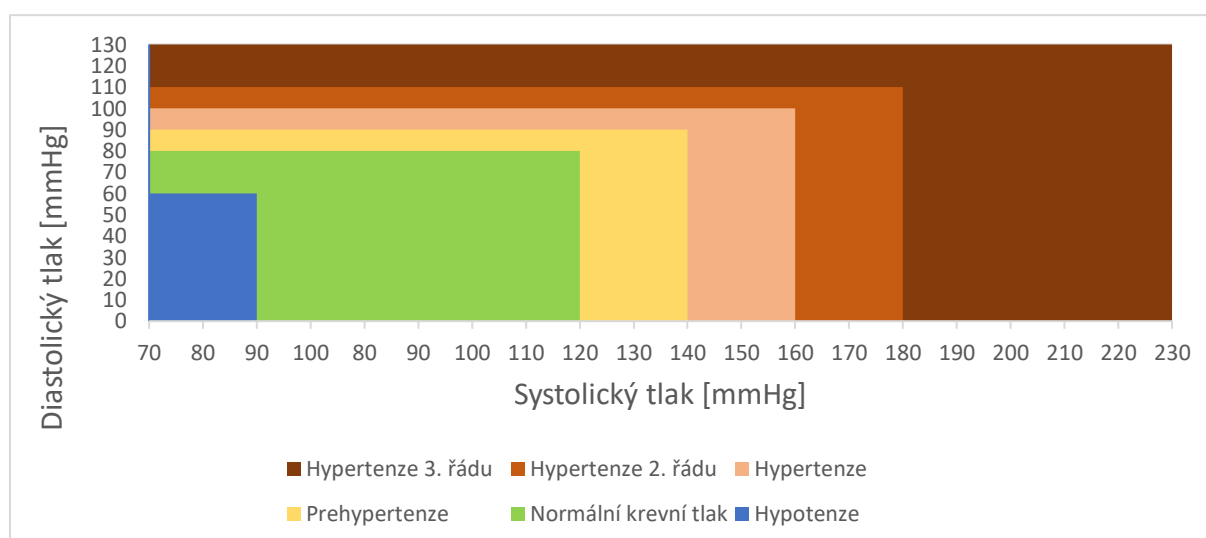
Krevní tlak patří mezi základní zaznamenávané veličiny, které lze získat i v domácím prostředí. Zaznamenává se síla, kterou krev působí na stěnu tepen ale velikost tlaku se liší vlivem místa měření. Krevní tlak vzniká pomocí stahů srdce, které vhání krev do tepen a rozvádí po těle kyslík a živiny. Lidské srdce pracuje jako pumpa. V cyklech se opakuje pracovní a klidová fáze srdce.

Během měření se nejčastěji zaznamenávají 2 rozdílné tlaky systolický a diastolický. Při systole dojde ke stahu síně a komory a tlak je zde nejvyšší. Diastola trvá déle než systola a dochází k uvolnění srdce, jedná se o spodní hodnotu. Hodnota krevního tlaku se udává jako systolický/diastolický např. 120/80mmHg.

Krevní tlak by měl být zaznamenáván za podobných podmínek. Ve stejný čas, pacient by měl být v klidu po fyzické i psychické stránce. Hodnoty krevního tlaku během dne kolísají a mohlo by dojít ke zkreslenému záznamu. Nejnižší hodnoty lze zaznamenat obvykle během spánku. Krevní tlak ovlivňuje průchodnost a tuhost tepen.

### Hodnoty krevního tlaku

Hodnoty krevního tlaku se uvádějí v jednotkách milimetrů rtuťového sloupce (mmHg).



Graf 2. Kategorie krevního tlaku (vlastní graf – hodnoty zaznamenaných onemocnění)

Z velikosti krevního tlaku lze určit nemoci jako hypertenze nebo hypotenze.



## Normální krevní tlak

Hodnoty normálního krevního tlaku dosahuje u dospělých osob hodnot 90-120 mmHg pro systolický tlak a 60 – 90mmHg pro diastolický krevní tlak. Při vyšších hodnotách do 140mmHg pro systolický tlak a 90 mmHg pro diastolický tlak se jedná o prehypertenzi.

## Hypertenze

Dělí se do 3 skupin podle závažnosti. Při hypertenzi hrozí nebezpečí mozkové příhody, ischemickou srdeční chorobu, progresi srdečního selhání, selhání ledvin a jiné vaskulární choroby. Potvrzení vysokého krevního tlaku je nutné vyvodit alespoň ze dvou různých měření u lékaře.

Hodnoty jsou znázorněny v grafu.

## Hypotenze

Nízký krevní tlak se hodnotově liší u mužů a žen. Pro ženy je tato hodnota nižší. Nízký krevní tlak je nepříjemný ale zdravotně méně nebezpečný. Nízký krevní tlak může způsobit motání hlavy, mžitky před očima a zamotání hlavy při změně polohy.

## Metody měření krevního tlaku

Metody měření krevního tlaku se dělí na dva základní druhy. Invazivní a neinvazivní měření krevního tlaku. Invazivní měření může provádět pouze lékař a tento typ měření není přístupný pro laickou veřejnost. Invazivní metoda je vhodná pro dlouhodobá měření nebo měření na jinak nedostupných místech. Neinvazivní měření krevního tlaku je vhodné pro každého. Je často využíváno u obvodních lékařů, ale není problém si jej změřit i v domácím prostředí.

## Neinvazivní metoda měření krevního tlaku

Neinvazivní měření probíhá vně těla pacienta. Pro provedení měření není potřeba odbornost a může jej provést kdokoli. Je nenáročný na vybavení. Měření bývá rychlé a poměrně přesné. Lze se s ním setkat při každé prohlídce u praktického lékaře jako jedno ze základních vyšetření.

## Auskultační metoda

Neboli korotkova metoda je nepřímá metoda měření krevního tlaku. Metoda je založena na principu zastavení průtoku arteria radialis. Po nasazení gumové manžety do poloviny paže se nafoukne na dostatečný tlak, aby se zastavilo proudění krve. Konec fonendoskopu položíme do kubitální jamky pod manžetu. Pomalu upouštíme tlak pomocí nafukovacího vaku. Při upouštění sledujeme tonometr a posloucháme Korotkovy ozvy. Korotkovy ozvy jsou šelesty, které vznikají díky turbulentnímu proudění, které vznikne při pomalém povolování manžety. První ozva se ozve při vyrovnání tlaku arteria radialis a v manžetě, kdy tlak v manžetě je o něco menší. Krev začne protékat a ozve se první korotkova odezva. První korotkova odezva vyznačuje systolický tlak. Při první ozvě uslyšíme jasný tón a začne být hmatatelný puls. Následující 3 ozvy mají různou hlasitost, kdy je 3. ozva nejhlasitější. Ozvy postupně zeslabují. 5. ozva znázorňuje diastolický tlak. Při této poslední ozvě vymizí slyšitelný šelest a proudění v arteria radialis se obnoví laminární proudění. Během měření je využita první a poslední odezva

## Oscilometrická metoda

Jedná se o metodu, která spočívá v zachycení změn v tepnách při proudění krve. Tato metoda neměří systolický a diastolický tlak, ale střední hodnotu arteriálního tlaku. Je založena na měření amplitudy změn tlaku v natlakované manžetě. Vlivem omezeného průtoku krve osciluje tepna a synchronně s ní osciluje i manžetový tlak, který je monitorován tlakovým senzorem. Oscilace jsou detekovány mikročipem tlakoměru. Měření oscilometrickou metodou někdy selhává, protože lidé mají různě položené cévy. Různý podíl tuku a svalové tkáně nebo jinou sílu signálu pulsu. Tyto faktory mají vliv na algoritmy všech přístrojů, někdy není možné provést správnou analýzu tepové frekvence.

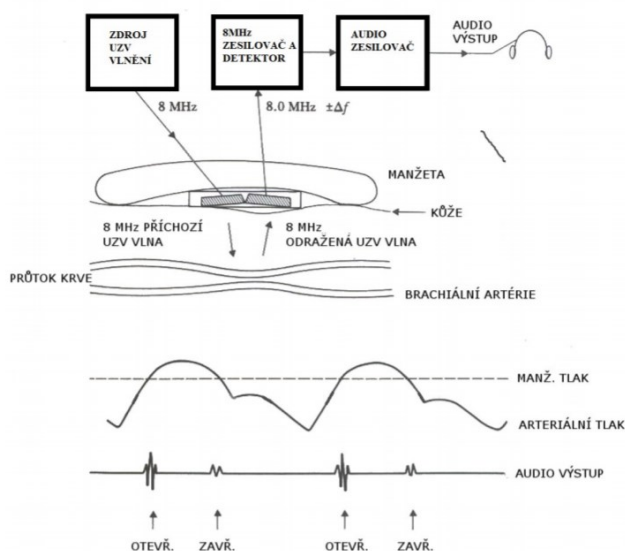


*Obrázek 27. Měření tonometrem Omron M4-1 [vlastní obrázek]*

Tato metoda je velmi jednoduchá, takže je vhodná i pro domácí využití, kde je nejpoužívanější metodou měření krevního tlaku. Není vhodná pro osoby trpící arytmiemi, pokud jsou v šoku obézní pacienti. Používá se při ambulantním monitorování krevního tlaku pomocí holteru.

## Ultrazvuková Dopplerova metoda

Tato metoda se nevyužívá v praxi. Jedná se o experimentální postup pro měření krevního tlaku. Metoda využívá Dopplerova jevu. Ultrazvukové vlny se odrazí od pohybující se cévy a proudící krve. Při odrazu se změní frekvence ultrazvuku, který se zaznamenává. Velikost změny je dána podílem rychlosti vyslané vlny a rychlosti odražené vlny. Měření probíhá s nafukovací manžetou. Manžeta se nafoukne na tlak mezi systolickým a diastolickým tlakem. Přijímač s vysílačem je umístěn pod manžetou. Pokud je tlak krve vyšší než tlak v manžetě, tak krev proudí dále a pokud je nižší, tak se céva uzavře. Otevírání a uzavírání cévy snímá ultrazvukový snímač. Pomocí zvyšování tlaku v manžetě se bude otevírání a uzavírání cévy přibližovat k sobě. Pokud otevírací a uzavírací signál splyne, tak bylo dosaženo systolického krevního tlaku. Při snižování tlaku do času, kdy splynou oba signály je zaznamenána hodnota diastolického tlaku. Výhodou jsou přesné výsledky u novorozenců a hypotenzních pacientů.[4]



Obrázek 28. Princip monitorování pomocí ultrazvukové metody. [4]

## Fotopletysmografická metoda

Sonda měří krevní tlak kontinuálně. Jedná se o malé zařízení, které často měří i saturaci krve kyslíkem. Senzor se nasazuje na prst. Na jedné straně je infračervená led dioda o délce 940 nm. Infračervené světlo má vysokou absorpenci oxyhemoglobinem, které obsahuje okysličená krev. I přes výhodu infračerveného záření ovlivňuje krev menšinovou část pohlceného záření. Součástí měřicího řetězce je manžeta, která dokáže během srdečního cyklu měnit tlak, aby průchod světla prstem zůstal konstantní a tepna zůstala nezatížená. Z tlaku v manžetě zjistíme střední arteriální tlak.

## Metoda impedanční reografie

Využívá se zastavení průtoku krve pomocí natlakované manžety a změn impedance mezi třemi elektrodami. Po zvýšení tlaku v manžetě nad systolický se zamezí průtoku krve a tím i změn měřené impedance. Při upouštění tlaku z manžety začne proudit krev a začnou být měřitelné změny impedance. Místo začátku změn impedance je rovno diastolickému tlaku. Diastolický tlak lze určit bezpečně. U určení systolického tlaku se využívá, že při zastavení průtoku krve jsou impedanční změny minimální a tohoto lze využít i při určení diastolického tlaku. U pacientů, kteří trpí změnami kardiovaskulárního systému tuto metodu nelze použít.[6]

## Invazivní měření krevního tlaku

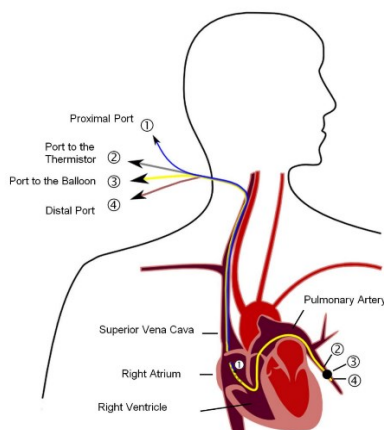
Invazivní metoda měření krevního tlaku je krvavá metoda. Měření probíhá přímo v těle pacienta a provádí ho lékař. Invazivní měření se používá při dlouhodobém měření, během operací nebo pokud potřebujeme měřit přímo v těle pacienta např. v srdci. Měření se provádí pomocí katetru, který se zavede do těla pacienta na požadované místo. Katetr je zaveden pomocí Seldingerovy techniky, která využívá punkční jehlu a tenký drátek zakončen ve tvaru "J". Senzor může být umístěn na špičce katetru nebo mimo tělo pacienta, kdy je tlak přenášen pomocí tekutiny v katetru.

## Swan – Ganzův katetr

Katetr se využívá k měření tlaku v arteria pulmonalis, arteria pulmonalis v zaklínění, k měření srdečního výdeje a nitrosrdečních tlaků. Tímto měřením můžeme získat cenné informace např. srdeční tlak v pravé komoře, tlak v plicnici, srdeční minutový objem, tlak v zaklínění, saturace smíšené žilní krve, tělesnou teplotu a také centrální žilní tlak. Měření provádíme při akutním selhání levé komory, pravé komory, šokové stavy, plicní edém, infarkt myokardu, plicní embolii. Neměl by se využívat, pokud má subjekt srdeční anomálii, kardiostimulátor, trombolytická terapie, primární plicní hypertenze. Při pravostranné srdeční katetrizaci může docházet k závažným srdečním arytmiím, poškozením srdečních chlopní, endokardu nebo plicnice.

K zavedení se používá upravená Seldingerova technika pomocí Desilet – Hoffmana. Katetr se zavádí punkcí hrdelní nebo podklíčkové žíly a dále přes horní dutou žílu. Po zavedení katetru do duté žíly je provedena inflace balónku pomocí CO<sub>2</sub> (množství podle doporučení výrobce). Posunujeme balónek do pravé srdeční síně, kde se změří centrální žilní tlak (také se zde balónek nafoukne na plný objem asi 1,5 ml). Nelze zjistit systolický a diastolický tlak, zaznamenává se rozmezí, ve kterém se centrální žilní tlak

pohybuje. Obvykle nabývá hodnot 2–8 mmHg. Dále se katetr posune (je unášen) do pravé komory, kde jde vidět změna tlakových křivek. Katetr je posunut do plicnice, kde je změřen střední tlak. Při ucpání plicnice balónkem se zaznamenává tlak v zaklínění. Během tohoto vyšetření není nutný rentgen z důvodu velkých odlišností tlakové křivky v různých místech srdce. Měření srdečního výdeje se počítá spojením termistoru s modulem monitoru. Do proximálního lumenu katetru je injektován určený objem indikátoru o přesné teplotě a termistor zaznamená diluční křivku a po zadání výšky a váhy pacienta se hodnota vypočítá automaticky. Katetr může být také vybaven optickým snímačem. Tento snímač nám umožňuje měřit saturaci smíšené žilní krve kyslíkem.[11, 12]



Obrázek 29. Pravostranná srdeční katetrizace[13]

## Pigtail katetr

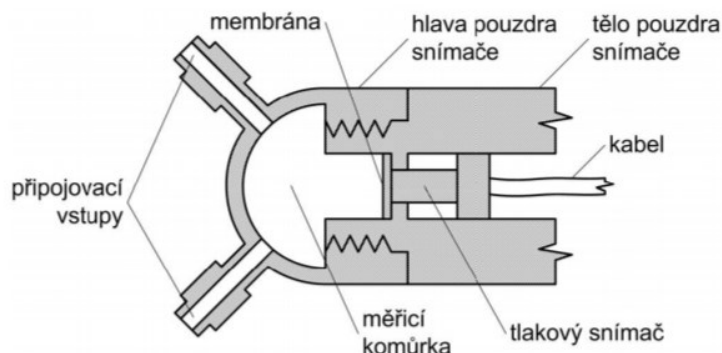
Slouží k měření tlaku v levé síni a levé komoře srdce. Je to jednodušší metoda oproti Swan – Ganzenovu katetru. Katetr je na konci zahnutý a většinou má dva kanály. Jeden je určen pro vstříknutí kontrastní látky (při angiografickém vyšetření) a druhý kanál určen pro měření tlaku. Průměr se udává ve stupnici French s jednotkou F. Průměr se pohybuje od 2F (2/3 mm) do 3F (7/3 mm). [12]

$$1F = 0.33mm$$

## Katetr vyplněný kapalinou

Snímač je umístěn mimo tělo pacienta. Kapalina v katetru zajišťuje přenos tlaku mezi snímaným místem a snímačem (tlakový polovodičový elektronický – tenzometrický). Kapalina (fyziologický roztok) zajišťuje přenos tlaku z místa měření ke snímači. Snímač i měřené místo by měli být ve stejné výšce, aby nedošlo k chybě způsobené hydrostatickým tlakem. Snímač obsahuje dva vývody. Jeden ke katetru a druhý k proplachovací kapalině. Při měření se v katetru nesmí krev srážet, proto se kontinuálně

proplachuje intravenózním roztokem. Připojení ke snímači je trojcestné, kvůli možnosti silného proplachu pouzdra snímače. Snímač umožňuje kontinuálně numerické a grafické znázornění arteriálního tlaku na monitoru, ale také jeho rychlou detekci poruch, odhad tepového objemu a v neposlední řadě možnost získání vzorku pro vyšetření acidobazické rovnováhy či jiných hematologických i biochemických parametrů [4, 12]



Obrázek 30. Extravaskulární snímač krevního tlaku.[4]

Tento senzor je možné opakovaně použít. Tělo pouzdra musí být odolné proti deformacím a poškození. Uvnitř pouzdra je uložen polovodičový snímač tlaku. Před ním se nachází měřicí komůrka, která je překryta plastovou hlavou, která ji utěsňuje a jsou v ní umístěny 2 měřicí vývody. Snímače pro jedno použití jsou méně náročné a nelze je demontovat. [12]

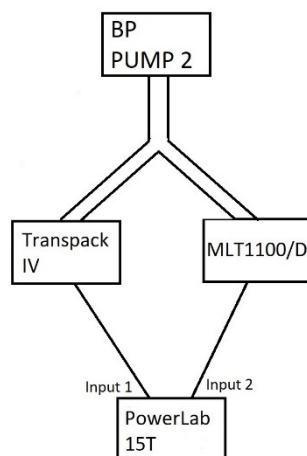
## Katetr se snímačem na špičce

Senzor snímá tlak přímo v bodě měření oproti extravaskulárnímu senzoru, kde je tlak přenášen tekutinou. Intravaskulární snímač je zaveden do krevního řečiště na špičce katetru. Snímač je buď polovodičový nebo optický. Nejpresnější invazivní měření krevního tlaku je provedeno pomocí katetru s tenzometrickým senzorem. Optický snímač je tvořen dvojicí optických vláken, které jsou na špičce katetru zakončeny kovovou membránou. Jedno vlákno slouží pro detekci záření a je k němu připojen detektor a druhé vlákno je využito jako zdroj světelného záření a je na něj připojen zářič. Měření funguje na principu deformace membrány. Membrána tvoří odraznou plochu. Intenzita naměřená detektorem je závislá na ohybu membrány. Ohyb membrány je závislý na tlaku, který na něj působí. Mezní frekvence optického snímače je nižší než polovodičového senzoru. Optický snímač nevyžaduje galvanické oddělení, jelikož není vodivě spojen s pacientem. [4, 12]

## 5.6 Pracovní postup

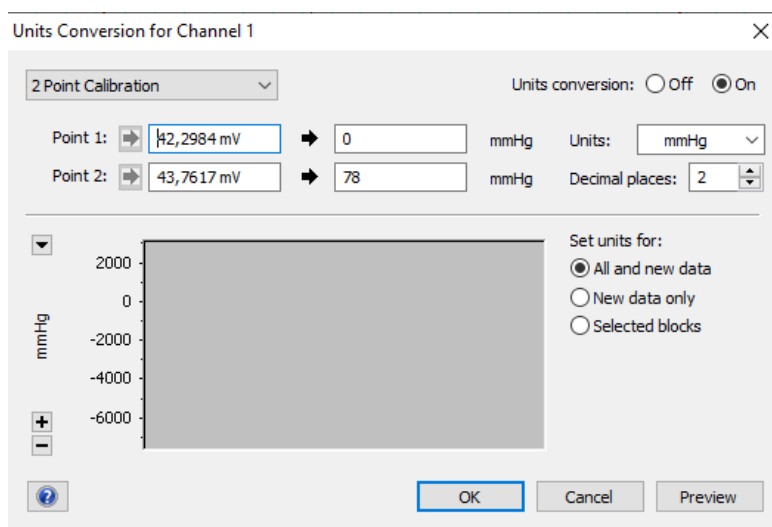
Postup k bodu č.1 zadání: Sestavení a nastavení měřícího řetězce

1. Zapněte program LabChart.
2. Zapojte snímač Transpack IV do vstupu 1.
3. Zapojte snímač MLT1100/D do vstupu 2.
4. Propojte senzory s přístrojem BP Pump 2.



Obrázek 31. Schéma měřícího řetězce [vlastní obrázek]

5. Nastavte prostředí LabChart, pro zobrazení 2 vstupů.
6. Proveďte test těsnosti Leak test pro vámi zvolenou hodnotu.
7. Nastavte přepočít jednotek z mV na mmHg.



Obrázek 32. Nastavení přepočtu jednotek [vlastní obrázek]

Channel Settings

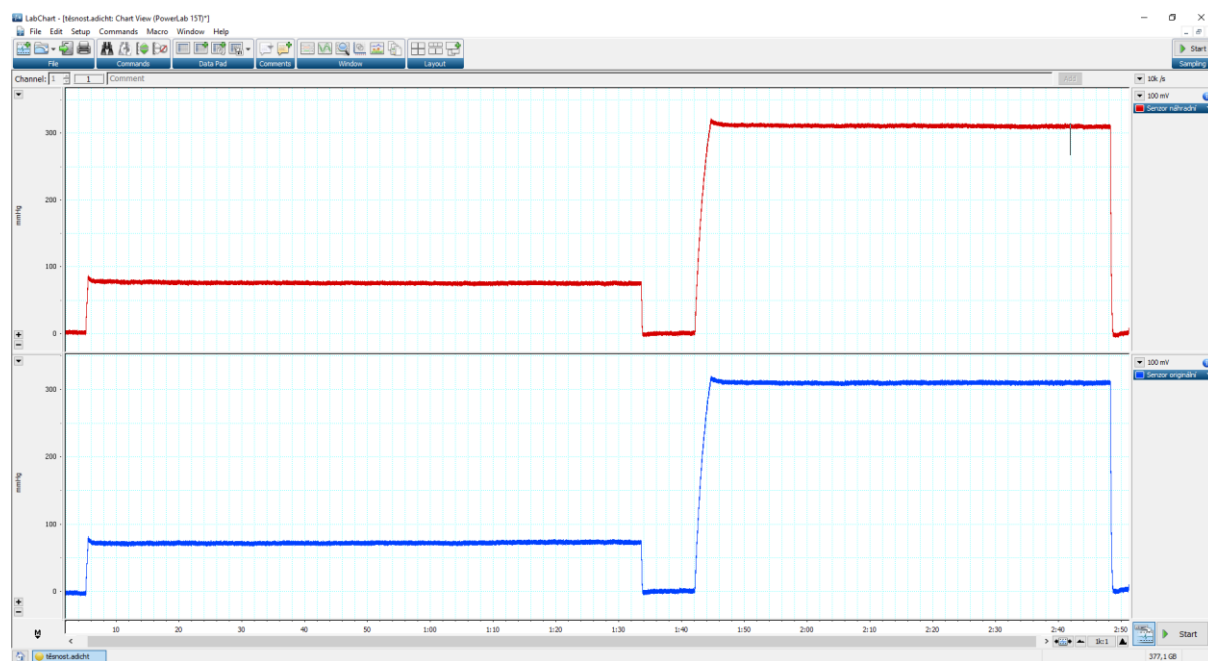
	On	Channel Title	Sample Rate	Range	Input Settings	Units	Computed Input	Color	Style	Calculation
1		Senzor náhradní						Red	Line	No Calculation
2		Senzor originální						Blue	Line	No Calculation
3										
4										
5										
6										
7										
8										
9										
10										
11										
12										
13										
14										
15										
16										
17										
18										

☐ Same sampling rate on all channels  
☐ Different sampling rate per channel

Number of channels: 2

OK Cancel

Obrázek 33. Nastavení zobrazených grafů na 2 [vlastní obrázek]

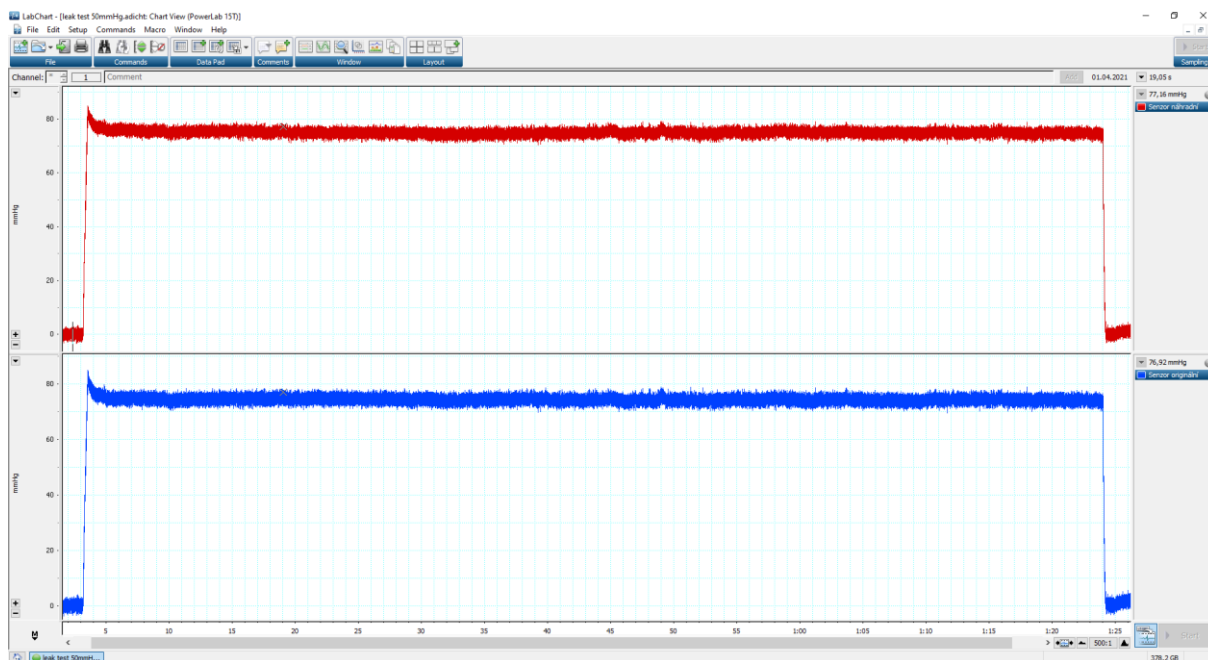


Obrázek 34. Ověření těsnosti soustavy [vlastní obrázek]

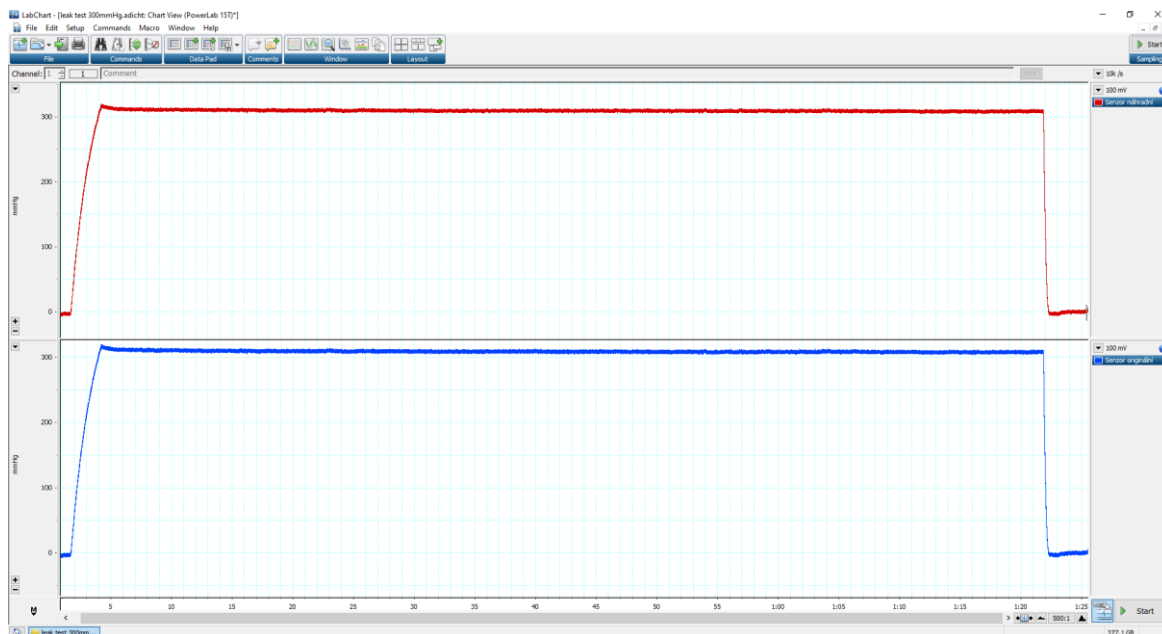


## Postup k bodu č.2 zadání: Leak test

1. Na přístroji BP PUMP 2 zvolte Leak test.
2. Měření provedte pro hodnoty 50mmHg a 300mmHg.
3. Výsledky vyexportujte ve formátu .txt a do protokolu vložte graf naměřených hodnot.



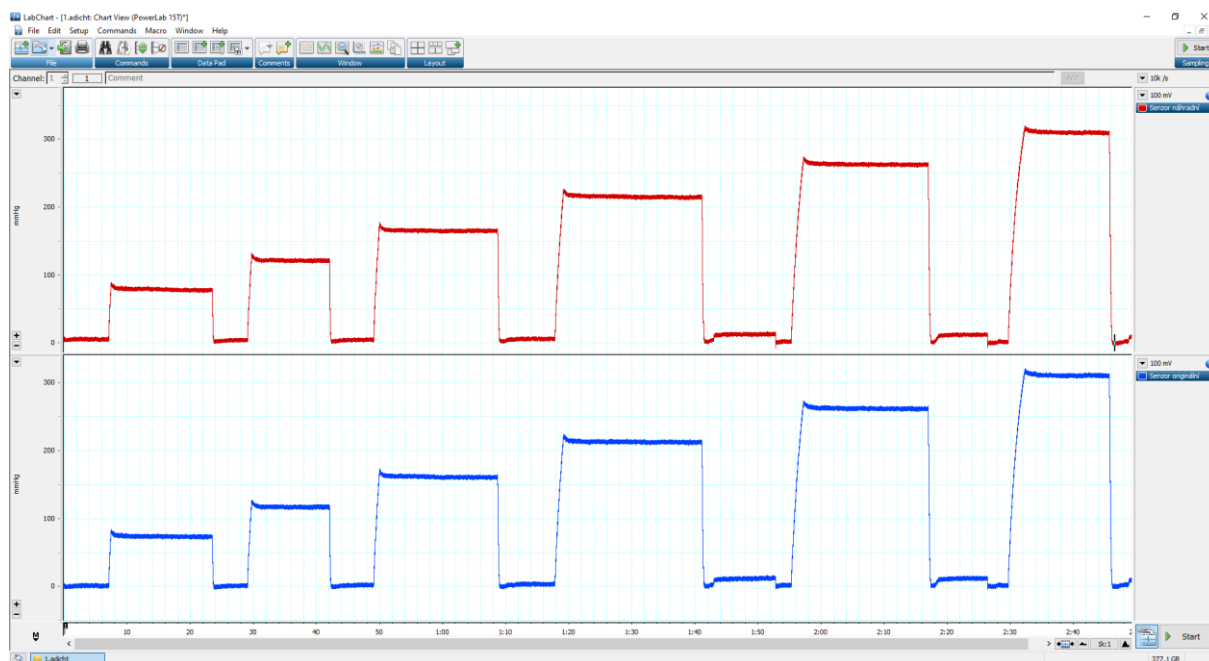
Obrázek 35. První úloha – Leak test 50mmHg[vlastní obrázek]



Obrázek 36. První úloha – Leak test 300mmHg [vlastní obrázek]

## Postup k bodu č.3 zadání: Static preassure

1. Na přístroji BP PUMP 2 zvolte Static preassure test.
2. Měření provedte pro hodnoty 50mmHg až 300mmHg, hodnoty zvyšujte po 50mmHg.
3. Získejte pomocí kurzoru hodnoty, které doplníte do tabulky.
4. Výsledky vyexportujte ve formátu .txt a do protokolu vložte graf naměřených hodnot.



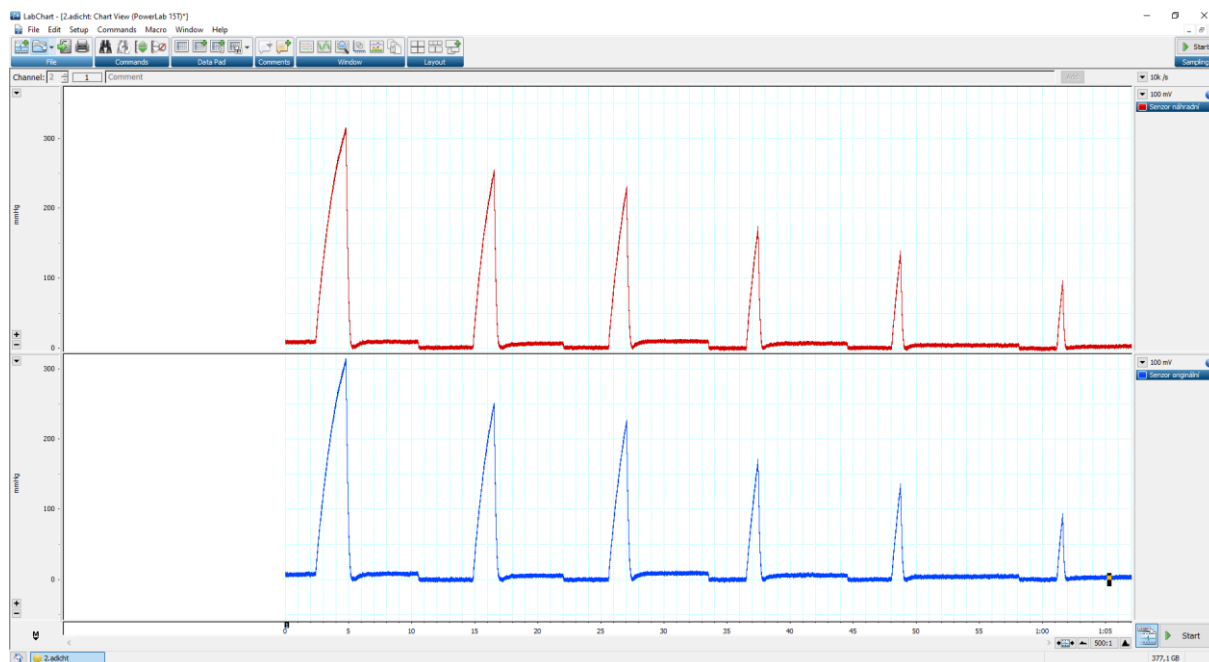
Obrázek 37. Druhá úloha – static preassure [vlastní obrázek]

Zadaná hodnota	Naměřená hodnota na BP Pump2	Změřená hodnota nový senzore	Změřená hodnota originální senzore
50	75	75.05	74.5
100	120	118.35	117.23
150	165	162.12	160.49
200	212	212.43	212
250	260	261.98	261.46
300	309	309.77	311.81

Tabulka 14. Zadané a naměřené výsledky

## Postup k bodu č.4 zadání: Relief valve test

1. Na přístroji BP PUMP 2 zvolte relief valve test.
2. Měření proveďte pro hodnoty 50mmHg až 300mmHg, hodnoty zvyšujte po 50mmHg.
3. Výsledky vyexportujte ve formátu .txt a do protokolu vložte graf naměřených hodnot.

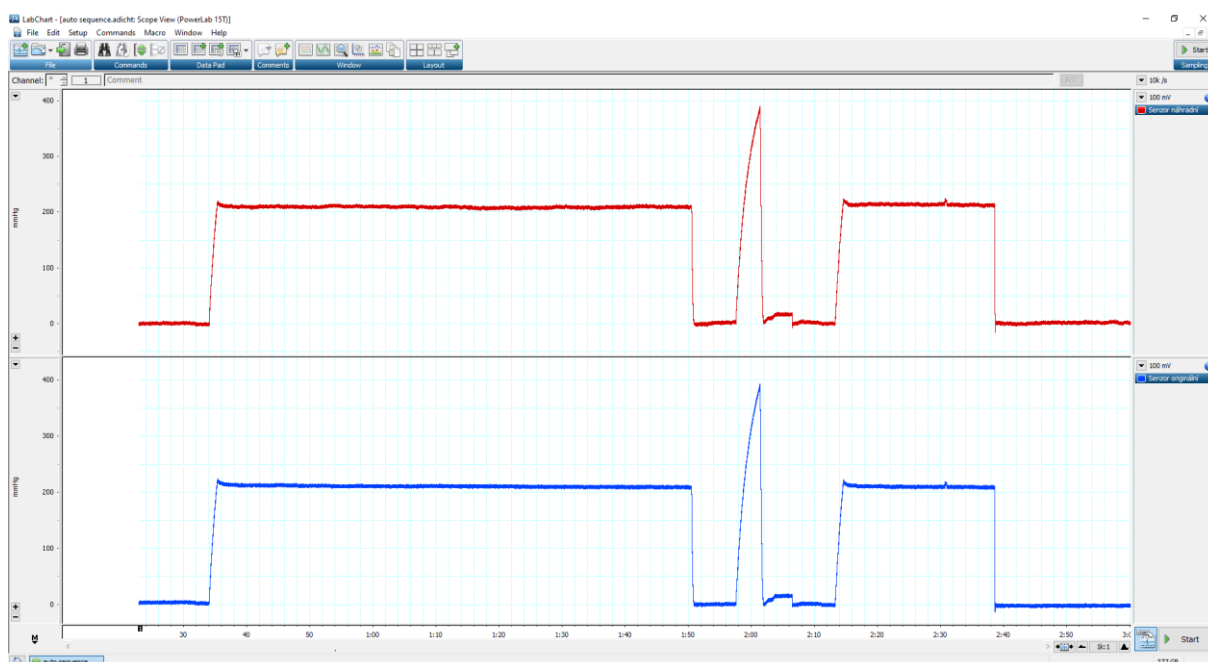


Obrázek 34. Třetí úloha - Relief Valve test [vlastní obrázek]

## Postup k bodu č.5 zadání: Auto sequence 1

V tomto cvičení využijete auto sequence 1. Měření se skládá ze 3 po sobě jdoucích impulsu. Nejdříve leak test, následně relief valve test a nakonec static preasure.

1. Na přístroji BP PUMP 2 zvolte auto sequence 1
2. Měření provedte pro libovolné hodnoty
3. Výsledky vyexportujte ve formátu .txt a do protokolu vložte graf naměřených hodnot.



Obrázek 38. Čtvrtá úloha – Auto sequence[vlastní obrázek]

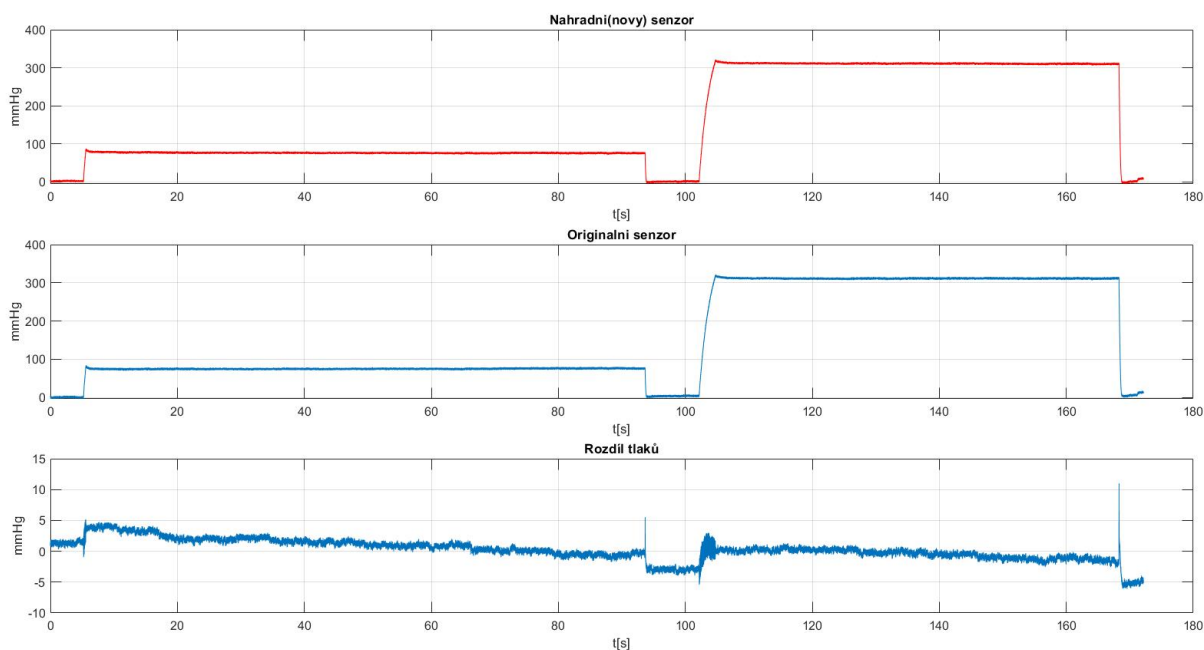
## Postup k bodu č.6 zadání: Analýza dat

Toto cvičení slouží pro porovnání dat obou senzorů.

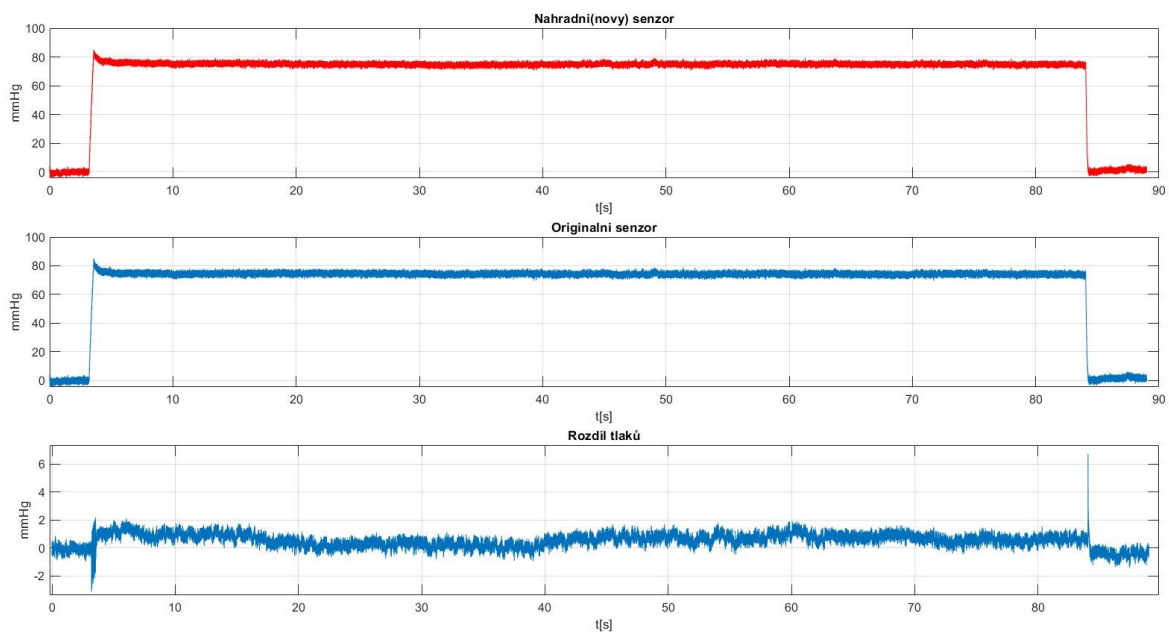
1. Nahrajte data jednotlivých měření do matlabu..
2. Vykreslete pro každé měření jeho průběh a rozdíl.
3. Do zvláštního okna vykreslete boxplot pro každé měření.
4. Vypočítejte velikost průměrnou odchylku rozdílu, maximální odchylku, minimální hodnotu odchylky, rozptyl a rychlost reakce senzorů (zda a jaký senzor je opožděn). Hodnoty запиšte do tabulky a spočítejte jejich průměrnou hodnotu.

	1.cvičení 50mmHg	1.cvičení 300mmHg	2.úloha	3.úloha	4.úloha	Průměr hodnot
Zpoždění	0.01s	0.01s	0.01s	0.01s	0.015s	0.0112s
Minimální odchylka	0	0	0	0	0	0
Maximální odchylka	6.72mmHg	11.59mmHg	11.69mmHg	15.34mmHg	139.4mmHg	36.95mmHg
Průměrná odchylka	0.61mmHg	0.67mmHg	1.65mmHg	0.99mmHg	2.258mmHg	1,23mmHg
Rozptyl	0.2198mmHg	0.3 mmHg	3.7961 mmHg	1.0688 mmHg	7.660mmHg	2.609 mmHg

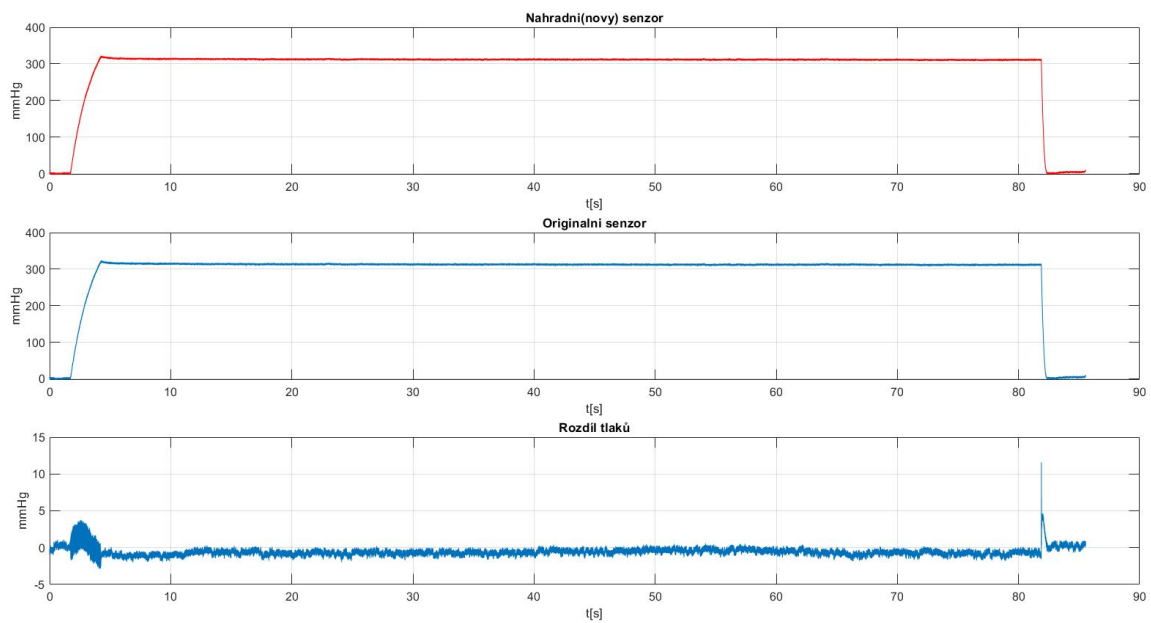
Tabulka 15. Porovnání originálního a náhradního senzoru



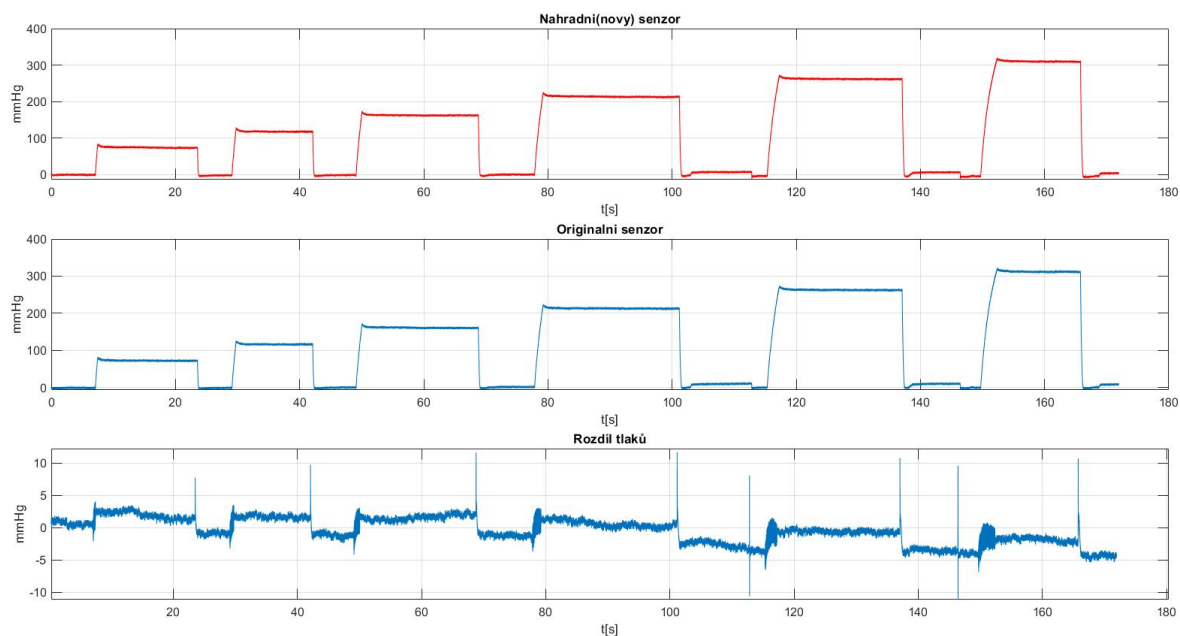
Obrázek 39. Test těsnosti [vlastní obrázek]



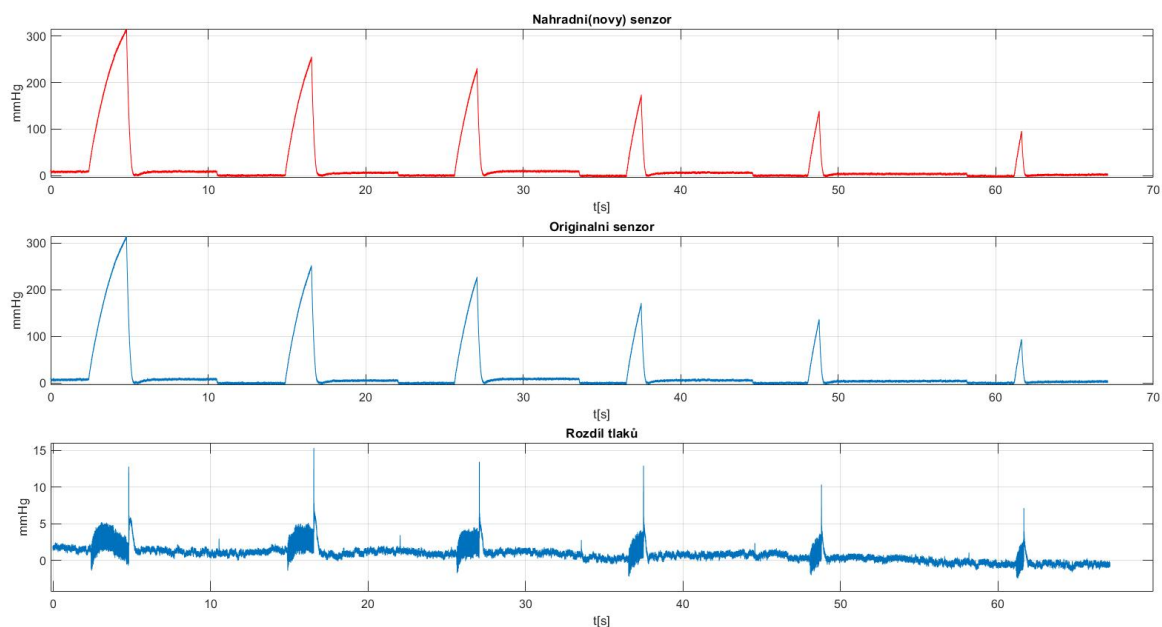
Obrázek 40. Leak test 50mmHg [vlastní obrázek]



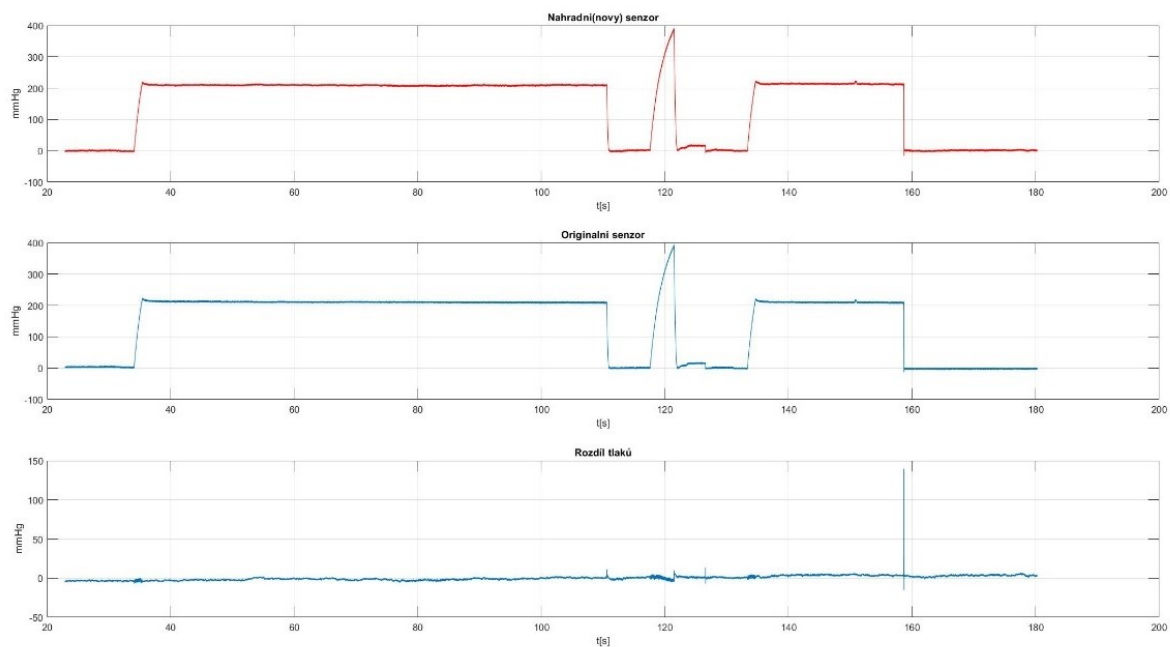
Obrázek 41. Leak test 300mmHg [vlastní obrázek]



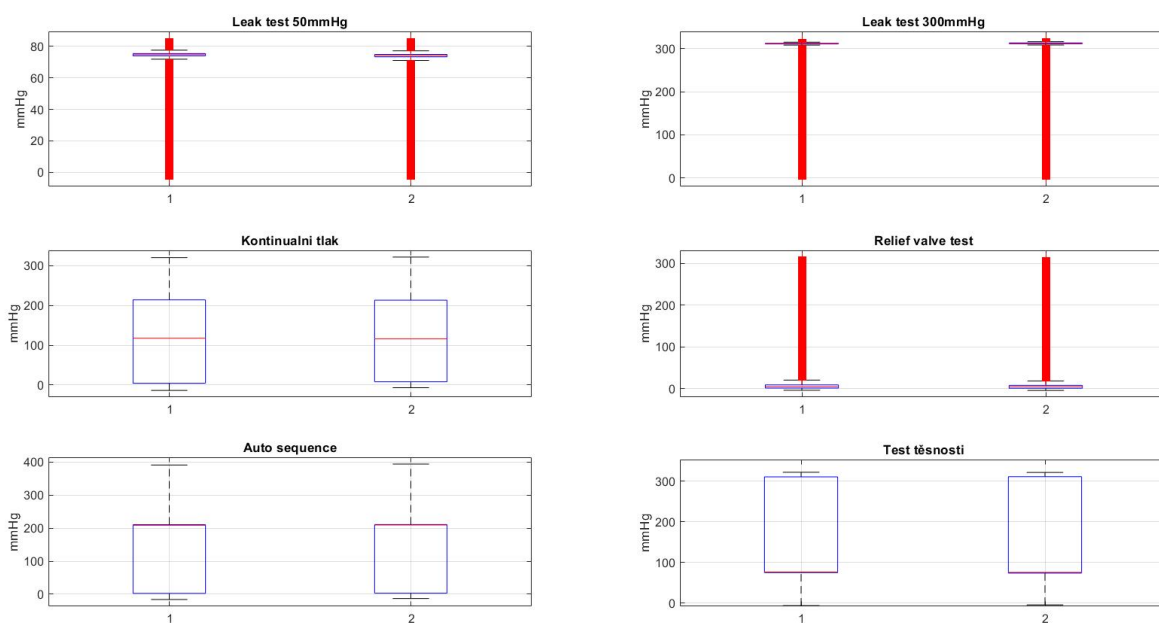
Obrázek 42. Druhá úloha – static preassure [vlastní obrázek]



Obrázek 43. Třetí úloha - Relief Valve test [vlastní obrázek]



Obrázek 44. Čtvrtá úloha – Auto sequence[vlastní obrázek]



Obrázek 45. Boxplot pro jednotlivé úlohy [vlastní obrázek]

Na boxplotu jsou znázorněné maximální minimální hodnoty a median. První je znázorněn boxplot pro senzor Transpack IV a poté MLT1100/D.



## 5.7 Kontrolní otázky

1. Jaké jsou metody měření invazivního a neinvazivního krevního tlaku? Která z neinvazivních metod je nejvíce používána a proč?

Neinvazivní metody měření krevního tlaku: auskultační metoda, oscilometrická metoda, ultrazvuková doplerova metoda, fotopletysmografická metoda, metoda impedanční reografie.

Invazivní metody: swan – ganzenuv katetr, pigtail katetr.

Nejčastěji je využívána oscilometrická a auskultační metoda. Oscilometrickou metodu lze použít v pohodlí domova. Je bezpečná a poměrně přesná. Auskultační metoda je přesná s ohledem na osobu, která ji provádí hojně používaná v ordinacích.

2. Jaké hodnoty se zaznamenávají pomocí Swan – ganzenova katetru v srdci?

Zaznamenávají se tlaky v arteria pulmonalis, arteria pulmonalis v zaklínění, nitrosrdeční tlaky a k měření srdečního výdeje.

3. Jak se v průběhu dne mění krevní tlak?

Nejnižší krevní tlak lze naměřit v noci během spánku. Během dne hodnota kolísá a nejvyšší je kolem poledne.

4. Vyjmenujte nebezpečí hypertenze a hypotenze? Jak lze ovlivnit hypertenzi?

Hypertenze je nebezpečnější než hypotenze. Při nízkém tlaku může dojít k zamotání hlavy nebo mžítka před očima. Při hypertenzi hrozí nebezpečí mozkové příhody, ischemickou srdeční chorobu, progresi srdečního selhání, selhání ledvin a jiné vaskulární choroby.

5. V čem se liší invazivní měření krevního tlaku, pokud je snímač umístěn mimo tělo pacienta a nebo je přímo v bodě měření.

Pokud je snímač umístěn mimo tělo pacienta je citlivý na otřesy a musí být ve stejné výšce jako měřené místo kvůli hydrostatickému tlaku. Měřicí řetězec je také citlivější na otřesy. Výhodou je možnost odebrání vzorků. Snímačem umístěným v těle pacienta lze měřit krevní tlak v jednotlivých částech srdce.

6. V čem se liší vlastnosti použitých senzorů? Pokud vznikla chyba v měření, čím mohla být způsobena?

Průměrný rozdíl tlaků senzorů byl zanedbatelný. Největší rozdíl vznikl při prudké změně tlaku, kdy došlo ke zpoždění senzoru Transpac IV. Ke zpoždění přispěl i styl zapojení. Průměrné zpoždění bylo 0.0112s.

7. Jaké jsou velikosti systolického a diastolického tlaku definovaného pro normální krevní tlak?

90/60 až 120/80

8. V jakých situacích by mělo být prováděno měření krevního tlaku a co může měření ovlivnit?

Měřený člověk by měl být v klidu a měření by mělo probíhat ve stejný čas.

9. Jaký je rozdíl mezi Swan-Ganzenovým katetrem a pigtail katetrem.

Pigtail katetr neobsahuje nafukovací balónek a jedná se o jednodušší verzi swan – ganzenova katetru.

10. Jaká hodnota se zaznamenává a jaká vypočítává při měření krevního tlaku oscilometrickou metodou?

Zaznamenává se střední hodnota arteriálního tlaku. Diastolický a systolický tlak se dopočítává. Výrobci k výpočtu používají odlišné metody.

11. V jakých jednotkách se udává hodnota krevního tlaku.

V milimetrech rtuťového sloupce (mmHg).

## 6 Závěr

V první části práce došlo k seznámení se způsoby měření krevního tlaku. Historií měření krevního tlaku jeho jednotky a hodnoty. Způsoby měření krevního tlaku byly rozděleny do 2 skupin na invazivní a neinvazivní metody. Do neinvazivní spadá např. oscilometrická nebo auskultační metoda, které jsou hojně používané. Invazivní metodu lze rozdělit podle umístění snímače, zda se nachází uvnitř nebo vně těla pacienta. Příklad invazivního katetru je např. Swan – Ganzův katetr, který se používá pro měření tlaků uvnitř srdce. Pokud je senzor vně těla pacienta, tak je spojen pomocí katetru a přenos tlaku je přenášen pomocí nestlačitelné tekutiny.

V druhé části bakalářské práce je seznámení s činností senzoru ADI - Reusable BP Transducers a zařízení PowerLab 15T. Zařízení PowerLab je určeno ke snímání biologických signálů pro vzdělávací využití. Slouží jako rozhraní mezi počítačem a senzorem. Data lze zpracovat v počítači pomocí programů LabView, LabAuthor, LabChart. Senzor je schopen měřit v rozsahu -50 až 300mmHg a jeho přesnost je 5 $\mu$ V/mmHg. Senzor má konektor DIN 8 a lze jej připojit do vstupu input na zařízení PowerLab 15T. Napájecí rozsah senzoru je 0 – 9V DC. Z důvodu nedostupnosti byl jako referenční senzor byl použit senzor ADI MLT1100/D.

Ve třetí části bylo nutné najít vhodnou náhradu za komerční senzor MLT1100/D. Hledaný senzor by měl mít stejné vlastnosti jako originální. Nutné bylo porovnat rozsah, citlivost, napájecí rozsah, zda lze jako měřící medium použít i tekutiny. Jako optimální náhrada pro měření krevního tlaku byl vybrán snímač Transpack IV. Bylo nutné udělat redukci na DIN 8 aby bylo možné senzor připojit k PowerLabu. Technický list nebyl k dispozici a bylo třeba zjistit zapojení. Jedná se o Wheastonov můstek. Po změření odporů bylo možné rozhodnout, který vodič je napájení a signál.

Ve čtvrté části byla vytvořena laboratorní úloha, která byla vytvořena v programu LabChart. Po připojení bylo nutné u snímačů nastavit přepočtení jednotek z mV na mmHg, vstupní rozsah a samotné prostředí pro zobrazení pouze dvou grafů. Po zapojení měřícího řetězce došlo k vyzkoušení těsnosti. V první úloze byl pomocí přístroje BP Pump 2 od firmy Fluke (č. certifikátu 1615020 inv. Č. 500 888) , který byl využit i pro další úlohy. V první úloze byl znázorněn leak preasure test pro 50 a 300mmHg. V druhé úloze byl použit static preasure. Byly nastaveny různé tlaky, celkem 6 různých tlaků. Od 50mmHg až po 300mmHg. Ve třetí úloze byly vytvořeny tlakové křivky pomocí relief valve testu. Zde byly tlaky nastaveny od 300mmHg po 50mmHg. V poslední úloze bylo využito auto sequence testu, který vytvořil 3 po sobě jdoucí tlakové pulsy. Leak preasure, který ,měřící řetězec natlakoval na hodnotu 200mmHg a po ustálení hodnoty držel tlak 60s a následně došlo k vypuštění. Následoval relief valve test. Hodnota tohoto měření byla nejvyšší a to 380mmHg. Poslední byl static preasure, který byl nastaven na 200mmHg.

V poslední části laboratorní úlohy byly analyzovány vyexportované výsledky z Labchartu. Ke každé úloze byly vytvořeny 4 grafy. Samotné naměřené hodnoty pro originální a náhradní(nový) senzor a jejich rozdíl (směrodatná odchylka). Ve zvláštním grafickém okně byly vykresleny boxploty pro všechny cvičení. Z výsledků je patrné, že průměrná směrodatná odchylka je 1.23mmHg. Odchylka je způsobena pravděpodobně ne zcela přesným nastaveným přepočtem a vyššími výchyly, které způsobila zpožděná reakce náhradního senzoru při prudkém uvolnění tlaku. Toto zpoždění mohlo být způsobeno sestaveným měřícím řetězcem a nerovnoměrné změně tlaku uvnitř řetězce. Při používání přístroje BP Pump 2 nastal problém, při vypuštění tlaku. Tlak nebyl zcela vypuštěn a další část měření nešlo spustit, dokud nebyl tlak zcela vypuštěn. Ze směrodatné odchylky je patrné, že shoda naměřených hodnot je vysoká.

Náhradní senzor je schopen nahradit senzor originální. Velikost naměřených dat a jejich přesnost je téměř shodná, kdy největší rozdíl byl způsoben okamžitým vypuštěním tlaku. Tento problém by možná mohl odstranit lépe sestavený měřicí řetězec ve tvaru kruhu s rovnoměrným rozložením prvků. Při zlepšení odezvy náhradního senzoru by se zmenšila směrodatná odchylka a tuto odchylku by bylo ještě možné zmenšit přesnějším nastavením přepočtu jednotek.

Bakalářská práce byla realizována v plném rozsahu. Vypracovaná i nevypracovaná laboratorní úloha je součástí přílohy.

## 7 Zdroje

- [1] History Of The Measurement Of Blood Pressure; Available from: [https://www.samhs.org.au/Virtual%20Museum/Medicine/Blood\\_pressure/Blood\\_pressure.html](https://www.samhs.org.au/Virtual%20Museum/Medicine/Blood_pressure/Blood_pressure.html).
- [2] Funkce buněk a lidského těla. Multimediální skripta; Available from: <http://fb.lt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/2-krevni-obeh/>.
- [3] Měřič pro neinvazivní měření krevního tlaku. Digitální knihovna VUT v Brně. Brno 2009.
- [4] Ludmila H. Analýza moderních metod a senzorů pro neinvazivní měření tlaku; 2013. Available from: [https://dSPACE.vsb.cz/bitstream/handle/10084/101099/HOL0132\\_FEI\\_B2649\\_3901R039\\_2013.pdf?sequence=1&isAllowed=n](https://dSPACE.vsb.cz/bitstream/handle/10084/101099/HOL0132_FEI_B2649_3901R039_2013.pdf?sequence=1&isAllowed=n).
- [5] Korotkova metoda. *WikiSkripta*
- [6] Měřič krevního tlaku. Vysoké učení technické v Brně.; Available from: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=26601](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=26601).
- [7] Tonometr bezrtuťový gima; Available from: [https://www.szo.cz/cs/lekarske-pristroje/?tonometr-bezrtutovy-gima-tonogima&gclid=Cj0KCQjwit\\_8BRCoARIsAIX3Rj4A9EHwh5IT\\_BuSvpy5f8go8Cy-CVNmzdgvDqhOeT7SXXLNuVxmqYAsAkeALw\\_wcB#utm\\_source=Google%20Products&utm\\_medium=search&utm\\_campaign=GoogleMerchant](https://www.szo.cz/cs/lekarske-pristroje/?tonometr-bezrtutovy-gima-tonogima&gclid=Cj0KCQjwit_8BRCoARIsAIX3Rj4A9EHwh5IT_BuSvpy5f8go8Cy-CVNmzdgvDqhOeT7SXXLNuVxmqYAsAkeALw_wcB#utm_source=Google%20Products&utm_medium=search&utm_campaign=GoogleMerchant).
- [8] Oscilometrická metoda 2013. Available from: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Oscilometrick%C3%A1\\_metoda](https://cs.wikipedia.org/wiki/Oscilometrick%C3%A1_metoda).
- [9] MediHum - Holter Available from: <https://www.medihum.cz/holter>.
- [10] EKG Holter; Available from: <https://www.corintez.cz/info-pro-pacienty/ekg-holter/>.
- [11] Černohorský J. Oběhové selhání 1. ed.: rektorát Univerzity Palackého v Olomouci 1984
- [12] Penhaker PD, Ing. Marek, Augustynek IM. Zdravotnické elektronické přístroje 1 Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava 2013.
- [13] Zavedení Swan-Ganzova katetru 2014. Available from: [https://www.wikiskripta.eu/w/Zaveden%C3%AD\\_Swan-Ganzova\\_katetru\\_\(pediatrie\)](https://www.wikiskripta.eu/w/Zaveden%C3%AD_Swan-Ganzova_katetru_(pediatrie)).
- [14] Royal Flush Plus Friedli Pediový Pigtail Angiografický katétr (HN4.0-35-70-P-6S-FPP) | ARID sro. COOK Medical od společnosti ARID | ARID sro; Available from: <https://www.arid.cz/periferni-vaskularni-intervence/produkty/katetry/royal-flush-plus-nylonove/hn4-0-35-70-p-6s-fpp>.
- [15] POWERLAB® TEACHING SERIES. Owner's Guide; 2008. Available from: [https://cdn.adinstruments.com/adi-web/manuals/PowerLab\\_26\\_Series\\_Owners\\_Guide.pdf](https://cdn.adinstruments.com/adi-web/manuals/PowerLab_26_Series_Owners_Guide.pdf). 2008].
- [16] MLT0380/A Reusable BP Transducer. ADINSTRUMENTS.
- [17] Farnell. Farnell - MPX53DP; Available from: <https://cz.farnell.com/nxp/mpx53dp/ic-pressure-sensor-7-25psi-6sip/dp/1566178?st=tlak%20senzoru>.
- [18] Electronics M. Mouser - MPXV5050DP; 2010. Available from: <https://www.mouser.com/datasheet/2/302/MPX5050-783208.pdf>.
- [19] Copyright ©2021 Mouser Electronics I. BP0001 a BP0002 Merit Sensor; Available from: <https://cz.mouser.com/ProductDetail/?qs=OgJBIms1vdXYVvLuNkPUaQ%3D%3D>.
- [20] Copyright ©2021 Mouser Electronics I. MPXV2050GP Sensor.
- [21] Semiconductors. -N. MPX53GP Sensor; Available from: [https://www.nxp.com/part/MPX53GP#](https://www.nxp.com/part/MPX53GP#/).
- [22] Copyright © 2021 Merit Medical Systems. MSS100 MERIT SENZOR.
- [23] Elektronik HS. APT300 - Arterial Blood Pressure Transducers; Available from: <https://www.hugo-sachs.de/arterial-blood-pressure-transducers-apt300.html>.
- [24] connections Ih. Transpack IV, Disposable Pressure Transducer; Available from: <https://www.icumed.com/products/critical-care/blood-pressure-monitoring/transpac-iv>.

## 8 Seznam příloh

1. Seznam použitých součástí
2. Laboratorní úloha
3. Naměřené výsledky
4. Zpracování hodnot v matlabu
5. Fotky z průběhu laboratorní úlohy

## Seznam použitých součástek

DIN 8 konektor	<a href="https://www.gme.cz/konektor-din-8-p-vk">https://www.gme.cz/konektor-din-8-p-vk</a>
Spojka RJ45 - RJ45	<a href="https://www.gme.cz/redukce-rj45-tzb412">https://www.gme.cz/redukce-rj45-tzb412</a>
Patch kabel UTP RJ45-RJ45	<a href="https://www.gme.cz/patch-kabel-premiumcord-utp-rj45-rj45-0-5-m-erna">https://www.gme.cz/patch-kabel-premiumcord-utp-rj45-rj45-0-5-m-erna</a>
Odpor byl složen z 42kΩ	

*Tabulka 16. Použité součástky*